



Università degli Studi di Cagliari

DOTTORATO DI RICERCA in
BIOLOGIA E BIOCHIMICA DELL'UOMO E
DELL'AMBIENTE

Ciclo XXVI

TITOLO TESI

**Progettazione di un device di imaging tomografico,
basato su principio impedenziometrico, per la
valutazione di cicli cardio-respiratori in atleti**

Settore/i scientifico disciplinari di afferenza

M-EDF/02

Presentata da:

Ing. BASILIO MANDAS

Coordinatore Dottorato:

Prof. ENZO TRAMONTANO

Tutor/Relatore:

Prof. ALBERTO CONCU

Esame finale anno accademico 2012 – 2013



La presente tesi è stata prodotta durante la frequenza del corso di dottorato in Biologia e Biochimica dell'uomo e dell'Ambiente dell'Università degli Studi di Cagliari, a.a. 2012/2013 - XXVI ciclo, con il supporto di una borsa di studio finanziata con le risorse del P.O.R. SARDEGNA F.S.E. 2007-2013 - Obiettivo competitività regionale e occupazione, Asse IV Capitale umano, Linea di Attività 1.3.1 "Finanziamento di corsi di dottorato finalizzati alla formazione di capitale umano altamente specializzato, in particolare per i settori dell'ICT, delle nanotecnologie e delle biotecnologie, dell'energia e dello sviluppo sostenibile, dell'agroalimentare e dei materiali tradizionali.

Basilio Mandas gratefully acknowledges Sardinia Regional Government for the financial support of her PhD scholarship (P.O.R. Sardegna F.S.E. Operational Programme of the Autonomous Region of Sardinia, European Social Fund 2007-2013 - Axis IV Human Resources, Objective 1.3, Line of Activity 1.3.1.).

Sommario

CAPITOLO 1	4
1. Introduzione	4
1.1 Cenni storici e principio base	4
1.2 Principio fisico della tomografia ad impedenza elettrica	8
1.3 Problema Matematico	11
1.4 Applicazioni Funzionali e Cliniche	16
1.5 Metodi di raccolta dati	18
1.6 Applicazioni EIT nell'ambito della bioenergetica della locomoz. umana	22
CAPITOLO 2	23
2. Materiali e metodi	23
2.1 Premessa	23
2.2 Schema a blocchi C��.Pu.T. 2.32	24
2.3 Generatore di corrente	25
2.4 Rilevatore di tensione	35
2.5 Microcontrollore	38
2.6 Programmazione del Microcontrollore	41
2.7 Filtro-Amplificatore	44
2.7.1 Amplificatore	45
2.7.2 Filtro	48
2.7.3 Filtro in cascata all'amplificatore	50
2.8 Scheda wireless	52
2.8.1 Modulo XBee	53
2.8.2 Schede di supporto al Modulo XBee	56
CAPITOLO 3	60
3. Conclusioni	60
3.1 Premessa	60
3.2 Risultati Attesi	62
3.3 Risultati Ottenuti	65
3.4 Osservazioni	69
CAPITOLO 4	71
4. Bibliografia	71
4.1 Altre letture di interesse a tema:	76

CAPITOLO 1

1. Introduzione

1.1 Cenni storici e principio base

La Tomografia ad Impedenza Elettrica (Electrical Impedance Tomography EIT) è una tecnica di imaging usata in numerosi settori scientifici, dalla diagnostica medica al monitoraggio non distruttivo degli edifici. La sua grande versatilità e la sua relativa semplicità d'uso e portabilità ne stanno facendo una tecnica in grande espansione.

La stima della conducibilità all'interno di un corpo partendo da misure di potenziale elettrico sulla sua superficie è una tecnica di diagnostica per immagini¹ chiamata Tomografia ad Impedenza Elettrica (EIT, Electrical Impedance Tomography).

EIT è solo una delle tecniche di imaging di una famiglia più vasta che comprende tra l'altro anche tecniche elettromagnetiche in associazione alla lettura delle conducibilità per migliorarne la risoluzione e i possibili utilizzi diagnostici.

Altre tecniche tomografiche che si basano su principi simili sono ad esempio la Tomografia a Capacitanza Elettrica (ECT)^{[1][2]}, la Tomografia a Resistenza Elettrica (ERT), la Tomografia Elettro-Magnetica (EMT)^[3] e la Tomografia ad Induzione Magnetica (MIT)^[4].

Il principio di base della tomografia ad impedenza elettrica è ricostruire la distribuzione interna di conducibilità elettrica di un corpo (o analogamente il suo inverso, l'impedenza)² misurando il potenziale elettrico sulla sua superficie, dove è collegata una serie di elettrodi.

¹ La diagnostica per immagini o imaging è un insieme di tecniche che si basa su immagini del corpo, ottenute con diverse possibili tecniche, per diagnosticare una malattia o anche solo vedere un soggetto al suo interno. Le tecniche di imaging comprendono, tra le altre, ecografia, radiografia, tomografia (TAC, PET), angiografia, risonanza magnetica e mammografia, solo per citare le più comuni.

² Conduttanza ed impedenza sono indicativi rispettivamente della più o meno marcata propensione di un mezzo a farsi attraversare da una corrente elettrica.

Il corpo in esame, tramite gli elettrodi, è sottoposto ad una sequenza di impulsi di corrente a frequenze dell'ordine delle decine di KHz e con ampiezza di circa un mA (milli-Ampere), secondo una ben precisa sequenza di iniezione corrente e di lettura delle tensioni (pattern).

Un tipico sistema EIT è un insieme compatto di moduli che comprende:

- 1) Un'unità di acquisizione dati che legge i valori di potenziale indotti dalla corrente
- 2) Un generatore di corrente che inietta la piccola corrente al paziente
- 3) Gli elettrodi
- 4) Il sistema di multiplexing che pilota la scansione “iniezione corrente - lettura potenziali” secondo un'opportuna sequenza
- 5) Eventuali amplificatori e filtri di segnale
- 6) Un computer col software per la ricostruzione dell'immagine e della matrice di impedenze.

La tomografia ad impedenza elettrica ha una storia relativamente lunga che inizia con l'interesse per la misurazione delle proprietà elettriche dei tessuti, utilizzando la corrente elettrica per sondare il tessuto al fine di rivelare informazioni sulla sua integrità, densità, anziché analizzare e registrare le sue caratteristiche elettriche intrinseche. Già nel 1901, King^[5] applicava una corrente elettrica per i pazienti con ipotiroidismo, descrivendo la malattia come uno stato a bassa impedenza.

Nel corso dei due decenni seguenti, misure di impedenza elettrica furono eseguite su sangue e altri fluidi corporei per caratterizzarli nella salute e nella malattia.

Nel 1926^[6], è stato dimostrato che l'impedenza elettrica può essere utilizzata per rilevare un tumore al seno. Nel 1940^[7] le misurazioni di impedenza elettrica furono introdotte per lo studio del flusso sanguigno tramite la pletismografia ad impedenza. In quegli anni i metodi di impedenza furono applicati anche al sistema nervoso.

Nel decennio successivo i ricercatori Kenneth e Robert Cole hanno aiutato i ricercatori nell'interpretazione delle misure di impedenza nei tessuti biologici

mediante l'introduzione di semplici modelli di circuiti rappresentanti il corpo, il "Cole - Cole plots", che continua ad essere tuttora usato.

Nel 1967, Geddes e Baker^[8], hanno misurato la resistenza specifica di tessuti biologici tra cui i fluidi corporei, sangue, muscolo (scheletrico e cardiaco), polmone, rene, fegato, milza, pancreas, tessuto nervoso, grassi e ossa, che copre quasi tutti gli organi principali all'interno corpo umano.

È stato anche dimostrato che le proprietà elettriche dei tessuti cancerogeni sono significativamente diversi da quelli dei tessuti sani. Surowiec et al.^[9] sostengono che la resistenza elettrica di tessuti tumorali diminuisce di un fattore da 20 a 40 rispetto alla normale resistenza dei tessuti benigni.

Si arriva così alla tomografia ad impedenza elettrica vera e propria, per come la intendiamo oggi.

Nel 1978 Henderson e Webster^[10] produssero la prima immagine medica basandosi sull'impedenza elettrica, crearono il primo sistema di imaging EIT.

Iniziarono con lo studio dell'edema polmonare, tutt'ora uno dei campi in cui EIT è maggiormente usato.

Hanno usato una matrice bidimensionale di 100 elettrodi su un lato del torace e un unico elettrodo dall'altro per produrre e trasmettere l'immagine del corpo. Lo strumento faceva 100 misure di ammettenza (l'inverso dell'impedenza) per frame, con distanze note tra esse con una velocità fino a 32 fotogrammi al secondo.

Applicarono un segnale di tensione alternata a 100KHz all'elettrodo grande da un lato del torace e misurarono la corrente attraverso la matrice di 100 piccoli elettrodi sul lato opposto utilizzando un singolo canale. Era una sorta di trasmissione seriale tramite multiplexing non molto dissimile a quanto avviene oggi.

Comunque, l'ipotesi da loro assunta, non era valida, in quanto presumevano che le correnti elettriche viaggiassero in linea retta, il che non è vero. Questo lavoro fu probabilmente il primo tentativo di imaging basato su impedenza elettrica.

Da allora, molti studi si sono concentrati sul campo della tomografia ad impedenza elettrica, e sono stati proposti molti approcci possibili oltre all'EIT già citata, la tomografia a risonanza magnetica - impedenza elettrica (Magnetic

Resonance Electrical Impedance Tomography MREIT) e la tomografia ad induzione magnetica (MIT) .

Un'immagine sfruttando il principio della tomografia ad impedenza, usando un algoritmo di ricostruzione, è stata realizzata nel 1982 da Barber e Brown^{[11][12]} (del gruppo che sviluppò poi lo Sheffield). Usarono 16 elettrodi posti attorno al torace e tramite un metodo di retroproiezione dei dati per ricostruire le immagini (Back-Projection), ottennero le prime immagini tomografiche pubblicate.

Nel corso degli ultimi venti anni ci sono stati molti programmi di ricerca e un elevato numero di pubblicazioni in aree mediche. Recentemente ci sono stati molti progressi significativi nel campo dell'EIT. Ad esempio il gruppo di Cherepenin^[13] ha pubblicato un sistema di 256 elettrodi che fornisce un'immagine tridimensionale del petto utilizzabile, ad esempio, per la diagnostica del cancro al seno.

La tecnica della tomografia ad impedenza elettrica, che si concentra sulla ricostruzione di immagini, ha anche raccolto un notevole interesse ingegneristico e rimane una zona di intensa ricerca.

Infatti, un software di ricostruzione 3D, è stato sviluppato apposta per l'EIT.

Tale programma è Open Source e si chiama EIDORS (Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software)^{[14][15]}.

In passato EIT è stata esplorata per diventare una modalità di imaging generalizzata. Sebbene presenti un basso rapporto segnale-rumore^[16] e una risoluzione spaziale inferiore rispetto ad altre tecniche di imaging^[17], EIT offre importanti punti di forza, come la raccolta di dati ad alta velocità e di contrasto dei tessuti molli che non può essere ottenuto da altre tecniche.

Inoltre permette un imaging dinamico dei tessuti e del ciclo respiratorio, solo per citarne uno. Infatti, come precedentemente accennato, è possibile avere anche più di 30 immagini al secondo, che se messe in successione durante un atto respiratorio permettono di avere un filmato a tutti gli effetti, in cui si vede bene l'espansione dei polmoni durante la respirazione. Tale tecnica ha un potenziale impatto molto significativo su una serie di richieste in campo clinico, essendo una tecnica relativamente a basso costo^[18] rispetto alle tecniche concorrenti.

1.2 Principio fisico della tomografia ad impedenza elettrica

Tutte le tecniche basate sull'impedenza elettrica rispettano il principio per cui una corrente che fluisce in un corpo induce una differenza di potenziale ai suoi capi (e viceversa applicando una differenza di potenziale tra due punti verrà indotta una corrente attraverso il mezzo che unisce i due punti).

Ciò è possibile perché ogni tessuto, o più in generale ogni materiale, oppone al passaggio della corrente una resistenza diversa, proporzionale alla quantità di liquido contenente al suo interno. La correlazione tra corrente I , tensione V e resistenza R è espressa dalla legge di Ohm

$$V = R * I \quad 1.2.1$$

In questa forma base la legge di Ohm non considera eventuali effetti capacitivi che causino sfasamenti tra corrente e tensione. Nel corpo umano tali effetti si possono trascurare, almeno in prima analisi e per i nostri scopi^[19].

Qualora siano presenti parti poco conduttive o isolanti (come l'aria ad esempio o l'osso) ci sarà anche una componente che introduce sfasamento. Questa componente è la reattanza X .

Quindi la legge di Ohm nella sua forma più generale e completa diventa, secondo le leggi di Kirchhoff nel campo complesso:

$$V = Z * I \quad 1.2.2$$

Dove Z è l'impedenza elettrica, che include la parte reale R e la parte immaginaria X

$$Z = R + jX \quad 1.2.3$$

La reattanza X è la responsabile dello sfasamento tra tensione e corrente.

Se $X \ll R$ peserà molto poco sul valore di Z e quindi potrà essere trascurata.

La X è a sua volta formata da due componenti, una componente capacitiva ed una induttiva.

$$jX = jX_L - jX_C \quad 1.2.4$$

Il meno è dovuto al fatto che la reattanza induttiva jX_L tende a dare uno sfasamento di $+90^\circ$ mentre la reattanza capacitiva jX_C tende a dare uno sfasamento di -90° .

Se ne deduce che la nostra impedenza Z sarà un vettore il cui modulo dipenderà dalla resistenza R e dalla combinazione dei contributi delle due parti di reattanza. Il suo modulo sarà quindi uguale a:

$$Z = \sqrt{R^2 - (X_L - X_C)^2} \quad 1.2.5$$

Il meno dentro la radice quadrata deriva dal fatto che per le proprietà dei numeri complessi

$$(jX)^2 = -X^2 \quad 1.2.6$$

Quindi il modulo di un numero complesso prende il meno davanti al coefficiente della parte immaginaria elevato al quadrato.

Per applicazioni mediche la parte relativa alla reattanza induttiva si può omettere, essendo:

$$X_L \ll X_C \quad 1.2.7$$

La 1.2.5 si può quindi semplificare diventando:

$$Z = \sqrt{R^2 - X^2} \quad 1.2.8$$

Dove si è direttamente rinominata la X_C come X , per semplificare la notazione.

Come accennato prima il vettore Z avrà anche una fase, dovuta alla X , responsabile dello sfasamento tra corrente e tensione. Tale angolo che chiameremo ϑ è calcolato come:

$$\vartheta = \arctan (X / R) \quad 1.2.9$$

L'angolo è molto importante per individuare discontinuità nella conduttanza e per un'analisi molto approfondita. Tuttavia per le applicazioni svolte in questa tesi l'angolo può essere trascurato, focalizzando l'attenzione esclusivamente sulla parte reale, ossia la resistenza elettrica.

Essa è infatti sufficiente a dare un'immagine eloquente e chiara della distribuzione dei tessuti nel corpo. Ciò porta ad una notevole semplificazione nell'hardware.

La risoluzione spaziale della tomografia ad impedenza è direttamente proporzionale al diametro maggiore della linea chiusa su cui sono posti gli elettrodi. Ciò comporta che in percentuale sul diametro avremo sempre lo stesso errore, quindi più piccolo è il diametro e più riusciamo a vedere dettagli millimetrici con affidabilità, in senso assoluto.

Anche il numero di elettrodi influenza notevolmente la qualità del risultato finale, in quanto più elettrodi si traduce in un maggior numero di misure diverse, ossia più punti base su cui far girare l'algoritmo di ricostruzione delle immagini.

Anche il diametro degli elettrodi può creare problemi, un elettrodo piccolo è infatti più sensibile al rumore di fondo. Sarebbe quindi meglio un elettrodo con diametro maggiore, ma questa scelta non va d'accordo col maggiore numero di elettrodi. Bisogna quindi raggiungere un compromesso a riguardo.

1.3 Problema Matematico

Adesso passiamo ad analizzare il problema dal punto di vista matematico. Dovremo stimare i valori di conducibilità dell'interno della sezione a partire dai valori di potenziale misurati in superficie.

Ciò è possibile conoscendo la posizione degli elettrodi iniettori di corrente e ricostruendo il percorso delle linee di campo della corrente all'interno della sezione in esame, sapendo qual è convenzionalmente l'elettrodo positivo e quale quello negativo.

Bisogna però fare i conti con almeno tre problemi che rendono difficile fare ciò dal punto di vista pratico.

- 1) Il numero di misurazioni indipendenti è limitato, quindi il problema è sotto-determinato³.
- 2) Il rapporto tra la distribuzione di conducibilità e le tensioni elettriche, nonché il campo elettrico sono distorti dal materiale presente^[20].
- 3) Il problema inverso è mal posto e mal condizionato, rendendo la soluzione più sensibile ad errori di misura e al rumore^{[21] [22]}.

Questi fattori sono importanti e limitano la qualità dell'immagine ottenuta.

Il fatto che il problema inverso sia mal posto significa che ampie variazioni dell'impedenza presso l'interno dell'oggetto possono comportare solo piccole modifiche alle misure elettriche sulla sua superficie^[23], o addirittura nulle, quindi la ricostruzione degli algoritmi EIT non è stabile per perturbazioni dei dati o errori del modello. Per rilevare piccole variazioni di impedenza, e quindi di dimensioni all'interno dell'oggetto fornendo così una buona risoluzione spaziale, dobbiamo stimare un gran numero di valori di conducibilità (o permittività) nel problema inverso. Ciò riduce ulteriormente la stabilità della soluzione fornita dall'algoritmo. Si deve raggiungere un buon compromesso tra risoluzione spaziale e stabilità. La non linearità del problema rende il tutto ancora più difficile.

³ Questo significa che abbiamo meno dati che incognite, quindi alcuni dati per essere trovati sono da "inventare", ossia da stimare in base a leggi fisiche.

Il fatto che il problema EIT sia mal posto ha come prima conseguenza che i valori di conducibilità sono solo delle stime e non dei valori precisi e univoci.

Ciò ha come seconda conseguenza che le immagini ottenute con questa tecnica difficilmente potranno avere una risoluzione paragonabile a quella della tomografia computerizzata (CT o TAC) o risonanza magnetica (MRI), anche usando molti elettrodi, almeno con i mezzi odierni. Magari in futuro con i progressi di informatica, matematica ed elettronica sarà possibile migliorare molto la risoluzione spaziale della tecnica EIT.

Un problema matematico è corretto e “ben posto” secondo i criteri di Hadamard se^[24]:

- 1) La soluzione è unica
- 2) La soluzione esiste per tutti gli input possibili
- 3) La soluzione dipende in modo continuo (lineare) dai dati in ingresso.

Ci può capitare di dover risolvere due tipologie di problema matematico.

Il primo è il *problema diretto*, in cui conosciamo la distribuzione di conducibilità del corpo in esame e vogliamo determinare le distribuzioni di potenziale all'interno e sul contorno del corpo partendo da quei valori e dalle condizioni al contorno.

Il secondo tipo di problema è quello che a noi interessa maggiormente.

Il *problema inverso*.

Partendo dalla distribuzione superficiale di potenziale elettrico (ossia i valori misurati sugli elettrodi) andiamo a ricostruire la conduttività elettrica σ sui bordi e all'interno dell'oggetto in esame. Nella tomografia ad impedenza elettrica il problema inverso crea problemi di risoluzione, essendo un problema “mal posto”, in quanto viola il terzo criterio di Hadamard.

Questo porta ad introduzione di rumore ed incertezza sulla soluzione, in quanto anche grandi variazioni di conducibilità all'interno del corpo potrebbero non avere effetti sulla superficie.

L'equazione cardine che spiega dal punto di vista matematico il principio su cui si basa la tomografia ad impedenza elettrica e che lega la tensione indotta da una corrente iniettata in un mezzo è nella sua forma più completa:

$$\nabla \cdot (\sigma + j\omega\varepsilon)\nabla v = 0 \quad 1.2.10$$

Dove:

σ è la conducibilità elettrica

ε è la permittività del mezzo

ω è la frequenza calcolata come $2\pi f$ in cui f è la frequenza vera e propria in Hz

v è la distribuzione di potenziale elettrico

La parte $(\sigma + j\omega\varepsilon)$ è l'impedenza Z .

Normalmente dovremmo sempre tenere conto sia della parte reale σ che della parte immaginaria $j\omega\varepsilon$. Nella pratica però non dobbiamo dimenticare che stiamo usando frequenza inferiori ai 100KHz per l'iniezione di corrente. Ciò porta ad avere una parte immaginaria inferiore all'1% rispetto al valore della componente reale.

Quindi per le applicazioni di nostro interesse possiamo approssimare la Z solo con la parte reale, ossia la conducibilità σ (analogamente possiamo vederlo come l'inverso, la resistenza elettrica) essendo la parte reale molto maggiore rispetto alla parte immaginaria, che prevale ad esempio nei mezzi isolanti.

La 1.2.10 si semplifica quindi così:

$$\nabla \cdot (\sigma \nabla v) = 0 \quad 1.2.11$$

Detto ciò, prima di andare avanti, bisogna premettere che per la corretta ricostruzione dell'immagine si deve conoscere il più precisamente possibile la

posizione degli elettrodi, e quindi anche l'effettiva forma del corpo da esaminare per avere una forma di partenza (shape) su cui far poi girare gli algoritmi di ricostruzione. Ovviamente non potremmo avere di volta in volta la forma esatta del paziente, quindi si usano delle forme base elementari, come un cerchio o una forma simile ad un'ellisse con proporzioni molto simili ad un torace standard, qualora analizzassimo ad esempio un torace. Su questa forma di base saranno fatti girare gli algoritmi, in cui si considerano equidistanti gli elettrodi. Ovviamente più gli elettrodi saranno effettivamente alla stessa distanza, anche nella realtà, maggiore sarà la precisione nella ricostruzione.

La pelle di un soggetto funziona come un corto circuito rispetto alla corrente che lo attraversa, permettendo quindi alla corrente stessa di entrare, ovviamente senza danno alcuno, in modo tale da influenzare le misure di tensione che andremo poi ad eseguire.

Ogni algoritmo di ricostruzione dell'immagine segue, in genere dei passi base per ottenere il risultato partendo da alcuni valori detti condizioni al contorno.

- 1) Trovare la soluzione del problema diretto. Si stimano i valori superficiali di tensione con la stessa precisione dei dati a nostra disposizione, ossia quelli effettivamente misurati.
- 2) Calcolo della matrice della sensibilità, che è lo Jacobiano⁴ dell'operatore discreto. Serve a calcolare la tensione sugli elettrodi ed è fondamentale per la successiva inversione della matrice.
- 3) Inversione della matrice di sensibilità.
- 4) Ricostruzione dell'immagine

Non entreremo ulteriormente nel dettaglio riguardo agli algoritmi di ricostruzione non essendo nello specifico argomento di questa tesi.

Esistono diverse soluzioni a riguardo. È stato sviluppato un programma open source chiamato EIDORS (**E**lectrical **I**mpedance tomography and **D**iffuse **O**ptical tomography **R**econstruction **S**oftware)^[15]. Il suo scopo è fornire algoritmi

⁴ Nel calcolo vettoriale la matrice Jacobiana di una funzione è la matrice i cui elementi sono le derivate parziali prime della funzione. Il nome è dovuto a Carl Gustav Jacob Jacobi. La sua importanza è legata al fatto che, nel caso la funzione sia differenziabile, la jacobiana rappresenta la migliore approssimazione lineare della funzione vicino ad un punto dato. In questo senso la jacobiana permette di generalizzare il concetto di derivata estendendo tale nozione alle funzioni di più variabili. (fonte Wikipedia)

software gratuiti per la modellazione, diretta e inversa, di immagini per la EIT in campo medico e industriale. Inoltre si prepone anche di condividere i dati ottenuti e di promuovere la collaborazione tra i gruppi di lavoro esistenti nel campo della tomografia ad impedenza.

Un'altra soluzione consiste nell'usare un software gratuito on-line, a cui basta un file di testo con opportune caratteristiche per ricostruire l'immagine (<http://www.cplire.ru/tserver/eitupload.php>). Questo sito è stata la mia scelta per testare l'hardware sviluppato in questa tesi. In seguito vedremo nel dettaglio le caratteristiche di questo file.

1.4 Applicazioni Funzionali e Cliniche

La Tomografia ad impedenza elettrica è utilizzata principalmente per creare immagini “dinamiche” di fenomeni che evolvono nel tempo^{[25][26]}; ad esempio in applicazioni biomediche come cambiamenti di impedenza durante la respirazione.

A differenza di tecniche analoghe come CT (computer Tomography) o MR (Magnetic Resonance) che normalmente non permettono di avere immagini durante movimento, la EIT permette di avere rapide sequenze di immagini durante la normale respirazione; soprattutto in questo sta l'importanza strategica di un suo trasferimento tecnologico verso il campo delle valutazioni funzionali dinamiche nel mondo del training fisico, in cui c'è grande interesse e domanda.

Altre possibili applicazioni cliniche della EIT includono:

- 1) Monitoraggio cardiaco
- 2) Funzionamento cerebrale^[27]
- 3) Rilevamento e quantificazione di liquido intraperitoneale ed edema in generale^[28]
- 4) Individuazione e caratterizzazione di tumori, principalmente al seno^{[29][30][31]}
- 5) Rilevamento ictus cerebrale acuto^[32]
- 6) Monitoraggio delle procedure di ablazione e ipertermia nel cancro^{[33][34][35]}
- 7) Monitoraggio dell'entità del congelamento in criochirurgia^[36]
- 8) Svuotamento gastrico^{[37][38]}, studiando l'accumulo di liquido nella zona addominale e pelvica come possibile causa di dolore pelvico-addominale^[39]
- 9) Quantificare l'entità della sindrome premestruale, determinando la quantità di liquido intracellulare rispetto a quello extracellulare, che è indice di confine tra tessuti vivi e sani e tessuti morti o danneggiati^{[40][41]}

È inoltre possibile una grande varietà di applicazioni abiotiche della tecnica EIT.

Queste applicazioni includono tra le principali:

- 1) Monitoraggio non distruttivo di edifici
- 2) Monitoraggio del flusso di fluidi in condutture
- 3) Ubicazione dei depositi di minerali nel terreno^{[42] [43]}
- 4) Tracciamento della distribuzione di contaminanti nel terreno^{[44] [45] [46]}
- 5) Valutazione non distruttiva di parti meccaniche^[47]
- 6) Controllo di processi industriali come polimerizzazione e fusione / cottura di manufatti.^[48]

Ma ancora di tipo biotico nell'ambito delle scienze e tecnologie botanico-agrarie quali:

- 7) Valutazione dello stato di freschezza in vegetali e frutta analizzando il rapporto tra liquido intra ed extra-cellulare
- 8) Analisi dell'apparato radicale di vegetali, dagli alberi agli ortaggi.

Le applicazioni sono molto più numerose. Questo breve elenco è solo per dare un'idea della versatilità di questa tecnica in campo sia medico diagnostico sia in quello non clinico.

1.5 Metodi di raccolta dati

Nella EIT si dispongono gli elettrodi che si desidera usare sulla superficie del corpo da esaminare, in modo da creare una sorta di “cintura” di elettrodi ad esempio attorno al torace.

In seguito si inietta una corrente con una frequenza che può andare da alcune decine ad alcune centinaia di kHz. La corrente viene iniettata tra due di questi elettrodi e si misurano le tensioni tra le restanti coppie di elettrodi, secondo opportune geometrie e metodi che vedremo in seguito.

L’obiettivo è ricostruire la mappa di conducibilità (o reciprocamente di resistività) del corpo in esame. Questa mappa di conducibilità è in realtà solo una stima, che complessi algoritmi calcolano, partendo dalle misure di potenziale sulla superficie effettuate mediante gli elettrodi.

Quindi dal punto di vista matematico l’incognita del nostro problema elettromagnetico è $\sigma(x,y)$ (distribuzione di conducibilità) nel caso bidimensionale, nel caso tridimensionale avremmo da trovare $\sigma(x,y,z)$, ma in questa sede per brevità non verrà esteso a questo caso.

Il nostro obiettivo è avere il maggior numero di misure indipendenti tra loro.

Si posizionano gli elettrodi desiderati, in numero pari, sulla circonferenza toracica del paziente. A parità di elettrodi ci sono diversi metodi di iniezione corrente e rilevazione tensione.

I principali metodi sono essenzialmente a poli adiacenti e a poli contrapposti^[49].

Questi metodi possono essere usati sia per l’iniezione di corrente che per la misura delle tensioni sugli altri elettrodi, se ne possono usare tutte le loro 4 possibili combinazioni^{[50][51]}.

Tuttavia per semplicità e qualità dei risultati si preferiscono solo due delle 4 possibili combinazioni possibili. In entrambi i casi la lettura delle tensioni indotte sulla superficie del paziente viene fatta a poli adiacenti.

Per quanto riguarda l’iniezione delle correnti possiamo avere due possibili casi.

1) **Iniezione Dipolare**, in cui la coppia di elettrodi che iniettano la corrente sono adiacenti tra loro ed altrettanto le altre coppie di elettrodi restanti che leggono le tensioni. (Fig.1 con 16 elettrodi).

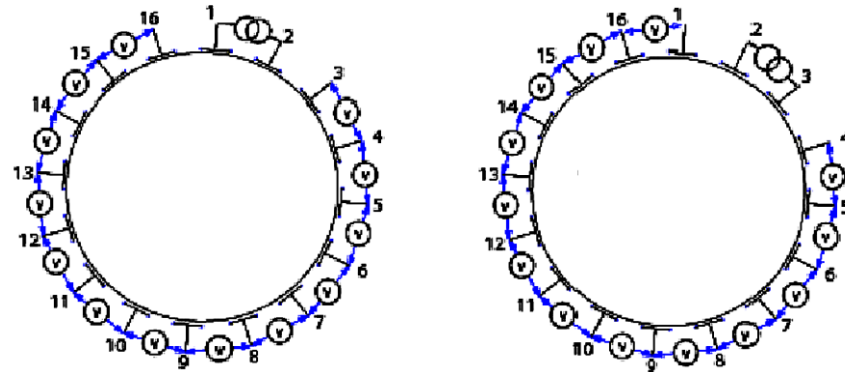


Figura 1: Metodo iniezione corrente Dipolare (poli adiacenti)

Il funzionamento di questo metodo consiste nell'iniettare una corrente partendo dalla coppia di elettrodi 1-2, e poi andare a leggere le tensioni indotte sulle altre coppie di elettrodi non coinvolte nell'iniezione, quindi sulle coppie 3-4, 4-5, 5-6, ..., 14-15 e 15-16, che sarà l'ultima coppia utilizzabile. Si vede subito che, se "n" è il numero degli elettrodi, potrò fare per ogni coppia di corrente solo (n-3) letture di tensione.

Una volta fatte tutte le letture di tensione con la coppia di elettrodi 1-2 che inietta corrente passiamo alla successiva coppia di elettrodi che dovrà iniettare corrente, la coppia 2-3. Si ripete il ciclo di letture in modo simile a quanto già descritto, ossia le coppie su cui ora dovremmo leggere le tensioni saranno: 4-5, 5-6, ..., 15-16, 16-1. Anche stavolta come prima non dobbiamo includere la coppia di elettrodi che inietta corrente. Continuiamo così fino ad esaurire le possibili coppie di elettrodi iniettori di corrente (l'ultima coppia sarà la 16-1).

Così facendo avrò un totale di $n*(n-3)$ letture, di cui solo la metà indipendenti tra loro.

Uno svantaggio di questo metodo è che essendo la coppia di elettrodi che inietta affiancata, le letture sul lato opposto avranno valori di tensione molto bassi, e si

rischia che il rumore possa pesare quasi quanto la misura stessa se non si prendono le dovute precauzioni, filtrando ed amplificando il segnale.

2) **Iniezione Polare:** In questo metodo, a differenza del caso precedente, gli elettrodi che iniettano corrente sono opposti tra loro (Fig 2).

In Figura 2 si vede come la prima coppia che inietta corrente (in questo esempio) è la coppia 16-8.

Le letture sono fatte anche in questo caso sulle restanti coppie di elettrodi senza includere quelli che stanno erogando la corrente, in quanto falserebbe la misura rendendola praticamente casuale.

Leggiamo le tensioni sulle coppie di elettrodi 1-2, 2-3, ... , 6-7, 9-10, ... , 14-15.

Con questo metodo si ovvia all'inconveniente di prima sulle tensioni di valori molto bassi.

Il rovescio della medaglia è che in questo caso le misure possibili sono meno, solo $n*(n-4)$ e quelle indipendenti sempre la metà di queste.

Questa è la soluzione hardware che ho implementato in questa tesi per la raccolta dei dati.

Le motivazioni alla base di questa scelta sono state già accennate prima. Maggiore robustezza relativa al rumore di fondo, anche se si perde qualche misura, ma avendo usato 32 elettrodi questa perdita viene in parte compensata e quindi percentualmente è meno rilevante.

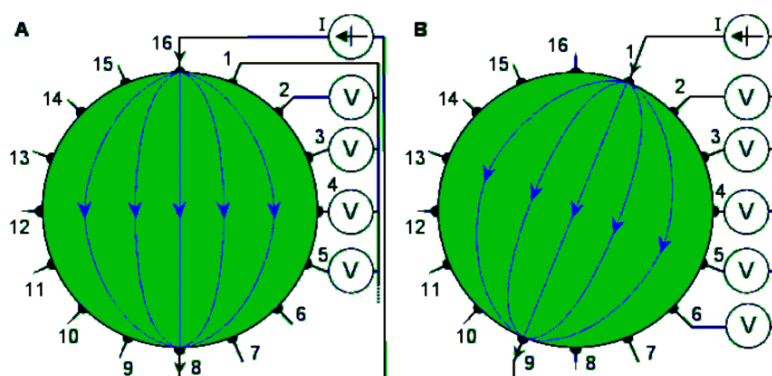


Figura 2: Metodo iniezione corrente Polare (poli opposti)

Esistono altri metodi di iniezione corrente e rilevamento tensione, ma sono molto più complessi, costosi e specifici per alcuni casi. Non saranno analizzati in questa sede visto che non vengono quasi mai usati. Per completezza ne cito due: *metodo trigonometrico* (usa un ulteriore elettrodo di massa) e *metodo adattativo*, che ha $n*(n-1)$ misure indipendenti ma necessita di 16 generatori di corrente anziché solo uno.

1.6 Applicazioni EIT nell'ambito della bioenergetica della locomozione umana

Un'applicazione molto utile della tomografia ad impedenza elettrica è senza dubbio in campo medico sportivo.

Come già accennato uno degli utilizzi della EIT è il monitoraggio non invasivo e dinamico degli apparati cardiaco e respiratorio. Come noto questi apparati e il loro buon funzionamento sono fondamentali per chi svolge attività sportiva, a qualsiasi livello. Il loro monitoraggio risulta essere quindi una delle priorità in campo medico sportivo o, più estesamente, nell'ambito delle metodologie dell'allenamento. Infatti, uno degli ostacoli nel monitorare gli sportivi è durante una normale attività di allenamento o gara.

Spesso le apparecchiature usate per i monitoraggi sono troppo ingombranti per essere portate sul luogo dell'allenamento, non si possono spostare (come TAC e risonanza magnetica) o semplicemente non permettono un monitoraggio dinamico durante i normali cicli funzionali.

Gli apparati cardiaco e respiratorio sono fortemente condizionanti la performance motoria e la disponibilità di un metodo di indagine semplice, portatile, dinamico e non invasivo, può dare informazioni strategiche ai fini della valutazione della qualità del protocollo di allenamento adottato.

Può essere anche utile per stabilire le varie fasi dell'allenamento, in modo da creare una tabella di marcia in base allo stato fisico dell'atleta.

Nel prossimo capitolo andrò ad analizzare la parte hardware del progetto.

CAPITOLO 2

2. Materiali e metodi

2.1 Premessa

Il progetto che ho portato avanti in questa tesi l'ho chiamato Cà.Pu.T. 2.32.

Cà.Pu.T. 2.32. è l'acronimo di **C**ARDIO **P**ULmonary **T**omography, ossia tomografia cardio-polmonare. Questo è infatti il principale uso di questa tecnica diagnostica in ambito medico, soprattutto per il monitoraggio polmonare. Il “2” sta per seconda versione, la finale. La prima versione ha dimostrato la fattibilità del progetto, la seconda versione è quella più versatile e miniaturizzata con microprocessore. Il “32” indica il numero di elettrodi utilizzati.

La stessa parola Càput che deriva dall'acronimo ha in latino numerosi significati, tra cui testa, individuo, inizio, intelligenza, capitolo ecc. tutte parole che fanno capire che questa tecnologia punta molto in alto nella diagnostica individuale, grazie alla sua versatilità di utilizzo.

Soprattutto, per ciò che concerne il monitoraggio delle funzioni vitali negli atleti, essa dischiude orizzonti fino ad ora impensabili.

Questa tesi si prepone di essere solo un primo passo verso la diffusione di questa tecnica nell'ambito delle tecnologie di bioimaging dinamico, anche in Italia, come avviene da tempo in altri stati dell'UE⁵.

⁵ Ad esempio in Germania la tomografia ad impedenza elettrica è usata di routine per il monitoraggio polmonare.

2.2 Schema a blocchi Cà.Pu.T. 2.32

Il progetto hardware che ho sviluppato è nel suo insieme molto complesso. Il fatto che il progetto Cà.Pu.T avesse 32 elettrodi ha complicato notevolmente il tutto.

Il motivo è che ogni elettrodo deve essere collegato a più moduli diversi, ciò porterebbe ad avere alcune centinaia di cavi che intralcerebbero l'hardware finale. Inoltre l'esigenza di ridurre le dimensioni il più possibile rendeva l'impresa alquanto ostica con le procedure classiche di elettronica prototipale.

Alla luce di ciò ho constatato che non era possibile creare tutto l'apparato in un'unica scheda e che per collegare le schede tra loro sarebbe servito un metodo tale da non avere grovigli di fili tra le schede, in quanto significherebbero perdite di segnale e quindi errore.

Il prototipo uscito da queste considerazioni è un hardware modulare composto da sei schede indipendenti, ognuna funzionante e testabile singolarmente. Questo aiuta molto nella ricerca di eventuali malfunzionamenti o errori di progettazione. In figura 2.1 è disegnato lo schema a blocchi del progetto di tesi. Al centro di tutto c'è ovviamente il paziente/atleta con gli elettrodi applicati.

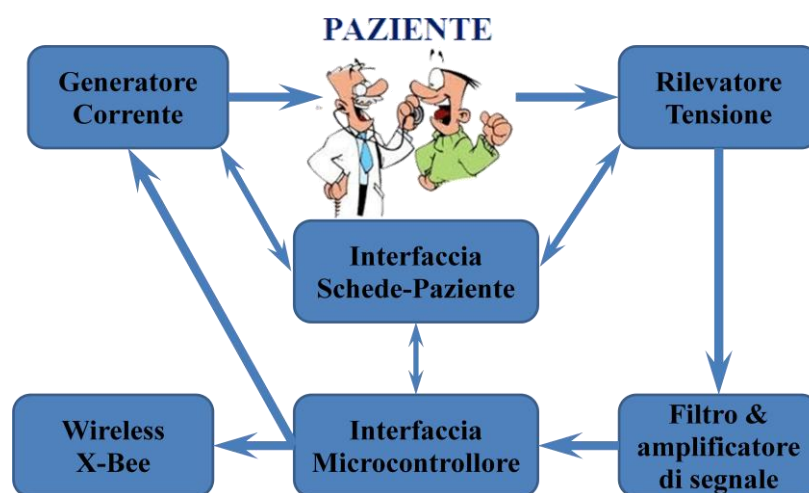


Figura 2.1: Schema a Blocchi Cà.Pu.T.

Ora passerò ad analizzare nel dettaglio ogni singola scheda che ho progettato.

2.3 Generatore di corrente

La scheda “Generatore di Corrente” (di seguito GdC) si occupa di erogare agli elettrodi posti sul torace del paziente la corrente di 1mA a circa 65KHz secondo una ben precisa sequenza di scansione degli elettrodi.

La corrente viene generata tra due elettrodi, uno chiamato convenzionalmente elettrodo “+” o positivo e l’altro chiamato elettrodo “-” o negativo, e tra essi la corrente fluisce, sempre convenzionalmente⁶, dal polo + al polo -.

Il generatore di corrente dovrà erogare una corrente costante, in modulo, a prescindere dal carico resistivo, ossia il paziente a cui è collegato. Questa non è sempre una cosa ovvia, o facile da ottenere.

Normalmente, infatti, la corrente che circola in un circuito dipende sempre dalla resistenza del ramo in cui fluisce. In figura 2.2 è illustrato lo schema elettrico del generatore di corrente costante che ho progettato. La corrente costante, con valore di picco di circa 1mA a circa 65KHz fluisce lungo il carico chiamato “Load”, che è in realtà il soggetto in esame, ovvero la coppia di elettrodi che in quel momento sta iniettando la corrente.

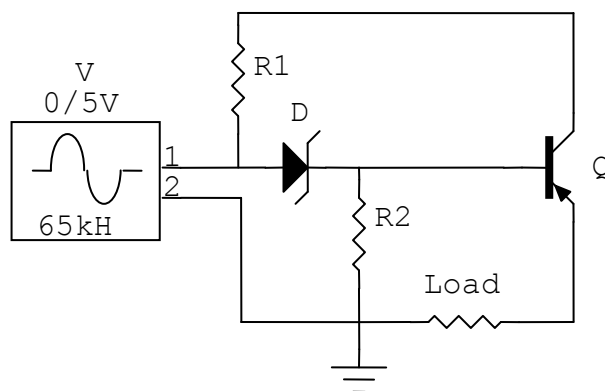


Figura 2.2: Generatore di Corrente Costante

⁶ Quella scelta è una convenzione universalmente riconosciuta in elettronica. Nella realtà il verso in cui fluisce la corrente non è sempre facilmente determinabile. L’importante è che una volta che si adotta una convenzione per i versi di correnti e tensioni si continui ad utilizzare quella in tutto il progetto, per coerenza e correttezza dei risultati

Il circuito ha bisogno di essere alimentato con una tensione⁷ di 5V a 65KHz di frequenza. La tensione V con la stessa frequenza della corrente che ci interessa è ottenuta direttamente tramite il microcontrollore, di cui parleremo più avanti.

Il microcontrollore è comandato da un software (firmware)⁷ che ho scritto appositamente per questo progetto, quindi per erogare la tensione necessaria ad alimentare il circuito che genera la corrente bastano poche righe di codice anziché ulteriore circuiteria.

Il circuito in se è relativamente semplice, infatti richiede solo 4 componenti per trasformare la tensione in corrente con valore di picco costante a prescindere dal carico. Verrebbe spontaneo chiedersi la necessità di un generatore di corrente con valore di picco costante.

Per definizione, con generatore di corrente costante, si intende un circuito elettronico che per variazioni relativamente grandi del carico mantiene la corrente pressoché costante, cioè rimane tale entro certi limiti accettabili per i nostri scopi.

Come da definizione si evince che avere una corrente costante è possibile solo per un intervallo di valori limitato, seppur ampio, di variazioni di resistenza.

Questa condizione non è preclusiva per il nostro scopo, infatti conosciamo i margini dei valori delle resistenze corporee e in base a ciò ho progettato e costruito il GdC.

Ci sono numerose configurazioni possibili per un generatore GdC costante, ma si possono suddividere essenzialmente in due categorie, a seconda della posizione del carico.

Se il carico è posizionato tra l'alimentazione e il generatore chiamiamo la configurazione “constant current sink”, ossia dissipatore di corrente costante.

Se il carico è posizionato invece tra il generatore e la massa del circuito la configurazione viene chiamata “constant current source”, cioè sorgente di corrente costante.

⁷ Il firmware è un programma, o sequenza di istruzioni, contenuto direttamente all'interno dei microcontrollori o in genere dei componenti elettronici in modo integrato e memorizzato dalla fabbrica o dal progettista.

Per le nostre applicazioni è indifferente, ma per ottenere un effetto o l'altro basta cambiare la polarità dei componenti⁸, usando lo stesso circuito di base.

Il componente fondamentale per fare ciò è un transistor PNP⁹ per piccoli segnali, chiamato “Q” in figura 2.2 e mostrato nel dettaglio in figura 2.3.

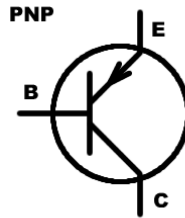


Figura 2.3: Transistor PNP

Il significato dei tre terminale è:

E = Emittitore, uscita di corrente somma della corrente I_C di collettore e di quella I_B di Base

B = Base, terminale di controllo

C = Collettore, ingresso corrente

La tensione tra base ed emettitore è $V_{BE} = 0,65V$, per i comuni transistor al silicio.

Il guadagno in corrente continua è

$$\beta = I_C / I_B \quad 2.1$$

Quindi nota una delle due correnti si ricava l'altra in base al guadagno noto dai valori di fabbrica tabulati.

⁸ La polarità non è altro che il verso con cui sono montati i componenti all'interno del circuito.

⁹ Il transistor è la base dell'elettronica fin dal suo ingresso nel mercato, ossia primi anni 50, in cui sostituì le valvole molto più ingombranti. I transistor possono essere di numerosi tipi e con infiniti utilizzi che non analizzerò nel dettaglio in questo contesto.

La temperatura elevata può creare instabilità e derive che rendono le tensioni non più precise, ma dal manuale (datasheet) del componente usato possiamo calcolare e prevedere queste derive.

Se ne deduce facilmente che la corrente che fluirà negli elettrodi posti sul paziente sarà la I_E , dipendente dalla I_B secondo la relazione

$$I_E = I_B * (\beta + 1) \quad 2.2$$

Il fattore β è tabulato dai manuali, quindi è noto. La I_B la decidiamo noi in base alla I_E che ci serve, in questo caso sarà un valore di circa 1mA.

Il diodo Zener, D in figura 2.2, è un diodo che se polarizzato inversamente mantiene ai suoi capi una differenza di potenziale V_Z costante.

A differenza del diodo classico, lo zener, presenta una deriva termica positiva¹⁰, volendo gli si possono mettere in serie uno o più diodi al silicio per compensare in parte la deriva termica negativa dello Zener.

La resistenza R_1 serve a dare stabilità al circuito, evitando effetti a valanga del transistor all'aumentare della corrente di collettore.

Senza entrare troppo nel dettaglio con le dimostrazioni sulle formule delle correnti possiamo dire che la corrente che fluirà nel carico sarà costante fino ad un valore limite del carico stesso, oltre il quale inizierà a decrescere.

Per rendere più affidabile questo valore di corrente, nonché resistenza di carico per il quale vogliamo che il circuito funzioni, si utilizzano dei simulatori circuitali; tramite lo schema elettrico, e stabiliti i componenti, effettua un'analisi delle correnti e tensioni nel punto in cui desideriamo conoscerle proprio come se stessimo testando il circuito materialmente in laboratorio, col vantaggio che non dobbiamo procurarci troppe varianti di valori e modelli dei componenti prima di

¹⁰ La deriva termica è un fenomeno che mette in relazione le prestazioni di un componente con la temperatura ambiente. In certe condizioni può influire molto su prestazioni di precisione. In genere è sempre buona norma controllare bene il datasheet, ossia il manuale tecnico, del singolo componente usato se il circuito che si deve implementare richiede prestazioni molto precise in condizioni critiche.

trovare la giusta combinazione. Questo va a tutto vantaggio del risparmio in termini economici e di tempo durante la fase di progettazione.

Ho usato diversi simulatori circuitali¹¹ per l'analisi, ma in particolare per questa fase è stato di notevole aiuto "Circuit Maker 2000". È un programma non molto attuale ormai, ma per simulare circuiti semplici con componenti standard è perfetto, grazie anche alla semplicità di utilizzo e alla versatilità nell'analisi.

Analizzando nel dettaglio il circuito qualcosa non era soddisfacente, la corrente infatti non era molto stabile e aveva dei picchi indesiderati che avrebbero potuto alterare l'analisi. Ho pensato che potesse essere un problema di simulazione.

Può succedere che un simulatore non riesca a prendere un numero sufficiente di punti per effettuare un'analisi sufficientemente realistica. Ho deciso così di utilizzare anche un altro simulatore, "MultiSim 11.0" della National Instruments.

Anche con questo simulatore la corrente sul carico, nel circuito analizzato finora, non era perfetta. I picchi non voluti erano anche più evidenti.

Ovviamente, come si può notare dal grafico in figura 2.4, il valore di picco della corrente era simile a quello voluto, ma non l'andamento.

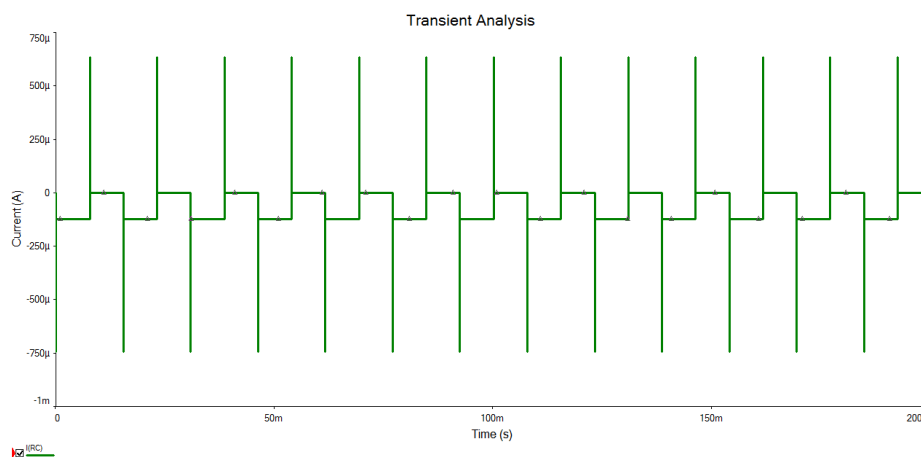


Figura 2.4: Corrente sul carico, prima configurazione

¹¹ Al giorno d'oggi i simulatori circuitali sono fondamentali quando si progettano grossi circuiti elettronici, complessi e imprevedibili anche dal punto di vista teorico. Ormai hanno raggiunto una tale precisione nelle simulazioni dei componenti che si può essere abbastanza sicuri che il risultato simulato sarà abbastanza attinente alla realtà.

Ho deciso quindi di modificare la configurazione circuitale ed i valori dei componenti passivi¹² (resistenze). La modifica della configurazione circuitale si riduce ad un'inversione dei poli Emittitore e Collettore nel transistor. Così facendo al carico arriva la corrente di Collettore e non più di emettitore.

In figura 2.5 si vede la configurazione circuitale definitiva.

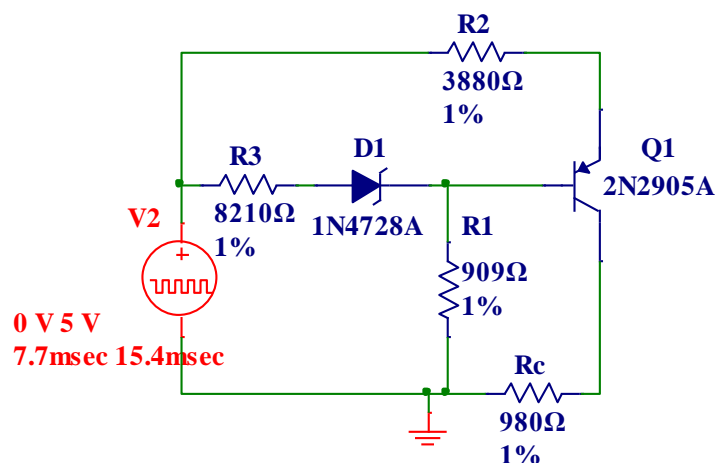


Figura 2.5: Generatore di corrente costante, seconda configurazione

Come si può notare i componenti passivi sono tutti con tolleranza all'1%, questo per rendere il più precisa possibile l'erogazione della corrente. Componenti con tolleranze al 5%, ad esempio, avrebbero portato ad una variazione della corrente troppo elevata e imprevedibile nei calcoli.

Con questi accorgimenti il risultato è una corrente molto più stabile e precisa nel valore, che rispecchia perfettamente la forma d'onda quadra della tensione in ingresso e la sua frequenza.

Il mio obiettivo era ottenere una corrente di circa 1mA, come valore assoluto di picco. Il grafico di figura 2.6 evidenzia la forma d'onda ottenuta.

¹² Come componenti passivi in elettronica classica si intendono resistori, capacitori e induttori. I primi due usati anche in questo progetto.

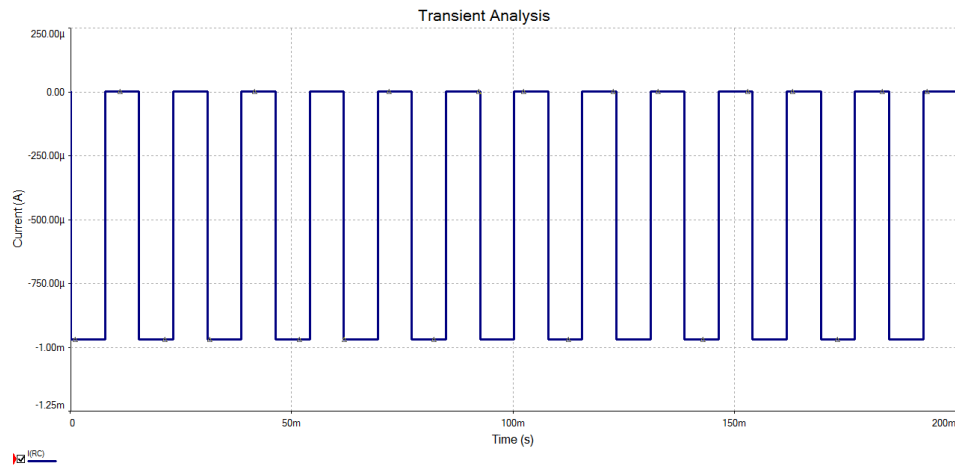


Figura 2.6: Corrente sul carico, seconda configurazione

Il fatto che nella simulazione la corrente appaia col segno negativo è solo una convenzione del software relativa al punto di test nel circuito.

In figura 2.7 c'è un dettaglio del valore della corrente ottenuto con uno zoom del grafico di figura 2.6. Come si può notare il valore della corrente dato dalla simulazione con MultiSim è circa 0,97mA, che considerando le tolleranze dell'1% sui componenti passivi va benissimo per i nostri scopi.

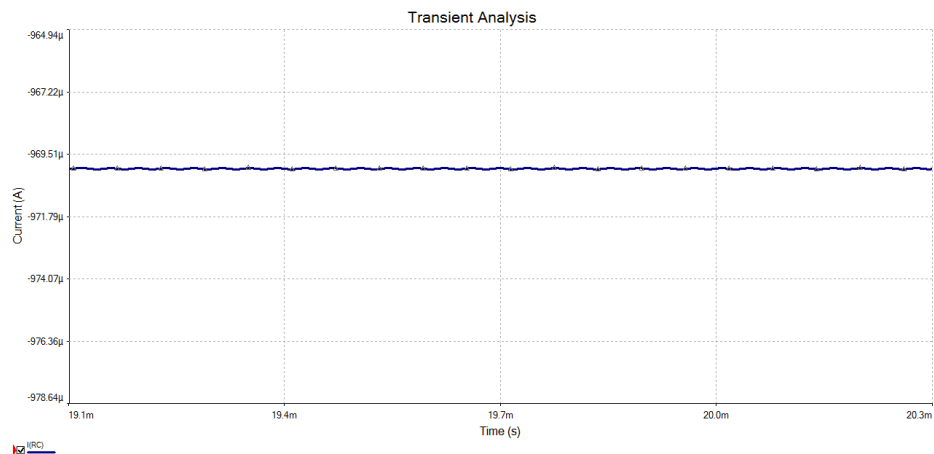


Figura 2.7: Dettaglio della corrente sul carico, seconda configurazione

Ora che abbiamo il generatore di corrente possiamo collegarci il carico, che nel nostro caso è la coppia di elettrodi collegata a sua volta al paziente.

Occorre tenere a mente che in questa progettazione c'è solo un generatore di corrente, mentre le coppie di elettrodi possibili sono 16. Per ovviare a questa apparente mancanza basta ricordare che le 16 coppie non iniettano la corrente contemporaneamente, ma bensì in sequenza, ossia serialmente.

Sapendo ciò è facile poter usare un solo generatore di corrente e indirizzare di volta in volta la corrente alla giusta coppia sfruttando la tecnica del demultiplexing.

Nel Demux (diminutivo di demultiplexer) abbiamo una sola linea in ingresso, ad esempio in questo caso il polo positivo o quello negativo della corrente, in uscita abbiamo 2^n possibili linee da poter selezionare mediante n linee selettrici.

In figura 2.8 è mostrato un esempio di Demux, per semplicità con sole 8 linee in uscita. Per quanto detto prima, per indirizzare 8 linee bastano 3 selettori. Infatti, $2^3=8$. I Demux che ho usato io hanno in realtà 16 linee in uscita e non 32, quindi necessitano di sole 4 linee di selezione.

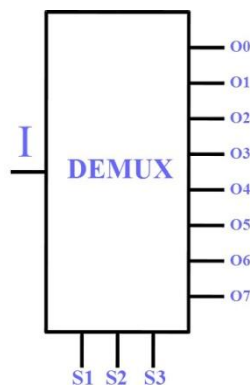


Figura 2.8: Schema Demultiplexer a 8 linee in uscita

Ci sono diversi motivi dietro questa scelta che apparentemente può complicare il progetto. La prima è che non si trovano componenti integrati commerciali per indirizzare 32 linee analogiche. La gran parte arriva al massimo a 16 uscite e molti sono solo digitali, quindi inadatti al mio utilizzo.

La seconda ragione sta in una effettiva semplificazione circuitale.

Essendo l'elettrodo positivo della corrente sempre geometricamente contrapposto a quello negativo è palese che gli elettrodi saranno sempre distanziati di 16 posizioni.

Quindi se un elettrodo si trova tra i primi 16 l'altro si troverà per forza tra gli altri 16. Ho pensato quindi di collegare gli elettrodi da 1 a 16 nel primo Demux e gli elettrodi da 17 a 32 nell'altro. Questa configurazione portava però ad un inconveniente, seppur di poca importanza.

Lasciando la configurazione circuitale così avrei potuto avere che l'elettrodo positivo poteva essere al massimo il numero 16, contrapposto al negativo che sarebbe stato il 32. Avrei avuto quindi solo metà della scansione. Questo in teoria non è un grosso problema, in quanto per il teorema di reciprocità la seconda metà della scansione dovrebbe essere speculare alla prima, quindi ricavabile da essa. Ho tuttavia preferito, per verifica e completezza, fare in modo che la scansione fosse fisicamente completa.

Per fare ciò ho dovuto fare in modo che l'ingresso dei due Demux si scambiassero. Ho usato quindi degli switch digitali¹³, comandati anch'essi dal microcontrollore Pic18. Quando dovrò eseguire la seconda metà della scansione il microcontrollore farà in modo che il polo positivo della corrente vada dall'ingresso del primo Demux all'ingresso del secondo e reciprocamente col polo negativo.

Il vantaggio principale di questa scelta sta nella maggiore semplicità ed economicità dei componenti, ma anche nella maggiore versatilità di utilizzo. Tramite le stesse poche righe di codice controllo contemporaneamente sia i selettori dei canali dei Demux, sia i selettori degli switch per il cambio di polarità.

Poi c'è da considerare anche il vantaggio che i due Demux con 16 canali occupano molto meno spazio di due con 32 canali o peggio ancora di 4 con 8 canali l'uno. Lo spazio nelle schede elettroniche è prezioso. Più spazio occupato e componenti più grandi si traducono in maggiori costi di realizzazione e maggiori consumi elettrici. Quindi questa scelta circuitale è un ottimo compromesso tra semplicità e funzionalità.

I selettori dei canali dei Demux e degli switch funzionano sfruttando il principio del sistema binario per cui 1 = On e 0 = Off. In alcuni modelli ci può essere una

¹³ Gli switch digitali hanno molteplici funzioni, la principale è di fungere da deviatori di segnale in un'uscita piuttosto che un'altra al verificarsi di determinate condizioni. Nel mio caso ho fatto in modo che il microcontrollore invertisse i poli positivo e negativo tramite gli switch in modo che il segnale avesse sempre la corretta polarità e quindi esente da possibili problemi di segno durante la ricostruzione dell'immagine.

logica inversa, ma è sempre tutto scritto nel manuale del componente usato, quindi è buona norma leggerlo bene prima di creare fisicamente il progetto.

L'ingresso di corrente "I" deve andare di volta in volta ad uno dei 32 elettrodi secondo una scansione ben precisa. Ciò avviene grazie ai selettori da S1 a S4, per ognuno dei due Demux usati.

I 4 selettori mi permettono di scegliere di volta in volta una delle linee in uscita in quanto ad ognuna delle 16 possibili combinazioni dei selettori è associato un canale in uscita secondo una tabella nota dal datasheet del componente.

Per fare ciò ovviamente bisogna conoscere a priori sia la mappa di associazione selettori-uscite (chiamata tavola di verità) sia l'esatta sequenza di scansione che si vuole ottenere. Una volta noto tutto ciò si può passare a programmare il microcontrollore per farlo.

Ognuna delle linee di selezione del Demux e degli switch è comandata dal microcontrollore Pic18 della Microchip tramite gli output presenti nelle sue porte di comunicazione. Gli impulsi che si daranno alle linee per selezionarle sono ovviamente 0 (0 Volt) o 1 (5 Volt), in quanto funziona tutto in digitale quindi in logica binaria. Questo si può fare molto facilmente con poche righe di codice sui registri interni di configurazione del Pic18, anziché dover progettare una complessa logica combinatoria, come avveniva prima dell'utilizzo di massa dei microcontrollori.

2.4 Rilevatore di tensione

La seconda scheda del progetto che vado ad analizzare è la scheda che si occupa di rilevare la tensione, ossia leggerla dagli elettrodi posti sul paziente.

È una scheda molto importante perché da essa dipende la corretta sequenza dei dati, fondamentale per la ricostruzione dell'immagine.

Una nota importante è anche il rumore¹⁴. Bisogna stare attenti che il rumore non sia dello stesso ordine di grandezza della variabile misurata. Per fare ciò si usano filtri e amplificatori di segnale in cascata che ripuliscono la variabile misurata dalle frequenze indesiderate e successivamente ne amplificano il valore, in modo da ottenere un dato più leggibile e preciso.

Se facessimo l'inverso, ossia prima amplificare e poi filtrare, sarebbe un errore, in quanto amplificheremmo anche il rumore, rendendo più difficile il filtraggio.

Sono presenti numerose reciprocità con la scheda precedente.

Per prima cosa il fatto di dover gestire 32 canali. Anche in questo caso uso un solo rilevatore di tensione, visto che anche la misura di tensione sul paziente è fatta in modo sequenziale sulle coppie di elettrodi, ed eseguo la tecnica del multiplexing tramite multiplexer (Mux). Il multiplexer è il dispositivo reciproco del Demux.

Ci sono 32 possibili linee in ingresso, ossia gli elettrodi sul paziente. Come nel caso precedente ho scelto di dividere le 32 linee in due Mux da 16 linee ciascuno, per gli stessi motivi precedentemente elencati per la precedente scheda.

In figura 2.9 è mostrato lo schema esemplificativo di un Mux con sole 4 possibili linee in ingresso. Per indirizzarle basteranno due linee di selezione. La tabella in figura chiarisce anche il principio di funzionamento del dispositivo.

Come si può notare in base ai valori dei selettori A1 e A2 sull'uscita X avremo uno dei 4 canali in ingresso, proprio come fosse un interruttore che seleziona di volta in volta una linea piuttosto che un'altra. Il Mux che ho usato in questo progetto ha 16 linee possibili in ingresso e 4 linee di selezione, infatti $2^4=16$.

¹⁴ Il rumore a cui si fa riferimento è il rumore elettronico, ossia delle frequenze o tensioni che si vanno a sovrapporre al segnale di interesse alterandone di fatto la misura reale.

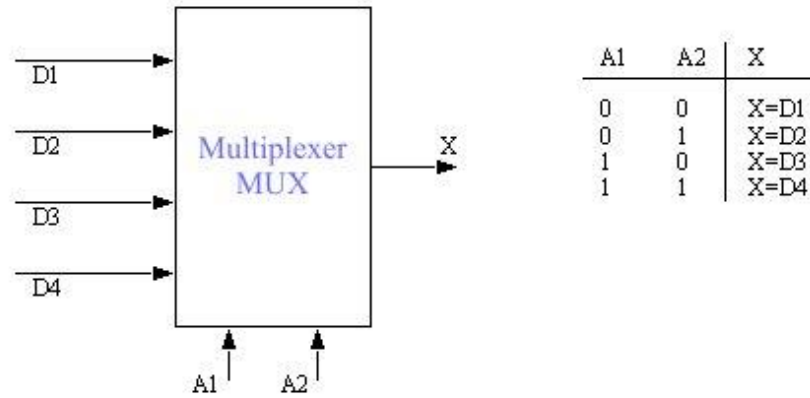


Figura 2.9: Schema Multiplexer a 4 linee in ingresso

Come nel caso precedente, infatti, per semplificare la logica circuitale ho optato per due Mux a 16 canali anziché due a 32. La rilevazione della tensione avviene a poli adiacenti, questo significa che se numeriamo gli elettrodi da 1 a 32, se il polo positivo è pari quello negativo sarà per forza dispari e viceversa. Ho pensato quindi di collegare ad un Mux i 16 canali pari (2, 4,...,32) e all'altro Mux solo i canali dispari (1, 3,...,31).

I selettori di 4 linee, su ciascun Mux usato, scelgono la sola linea delle 16 che andrà in uscita. Dei deviatori (switch), comandati dal microcontrollore, faranno sì che di volta in volta il canale scelto su ciascun Mux sia definito opportunamente come positivo o negativo in funzione della fase di scansione a cui siamo arrivati.

La necessità di ciò si può spiegare facilmente con un esempio.

1° scansione: polo positivo = 1 (dispari, Mux1), polo negativo = 2 (pari, Mux2).

2° scansione: polo positivo = 2 (pari, Mux2), polo negativo = 3 (dispari, Mux1).

Nella seconda scansione il polo positivo e negativo sono collegati a Mux diversi rispetto alla prima lettura. Il compito degli switch è invertire questo collegamento.

Il fatto che le linee di selezione siano comandate dal programma nel microcontrollore permette di selezionare i canali secondo una ben precisa sequenza e temporizzazione, il tutto in modo seriale e senza errori.

Questa scheda è un po' più semplice della precedente.

In questo caso il canale scelto dai selettori del Mux come uscita, ossia la tensione letta dagli elettrodi, andrà al microcontrollore Pic18.

Per il Pic18 sarà un ingresso utilizzabile ad esempio per comandare un altro canale per accendere un led collegato ad una delle sue uscite, oppure per essere mandato al convertitore analogico digitale che ha al suo interno. Infatti la misura che leggiamo è una misura analogica, e come tale dobbiamo farla acquisire al microcontrollore. Esistono per fare ciò degli appositi canali analogici.

Per poter essere inviato ad un elaboratore il dato deve essere digitale, ma ciò non è un problema. Il Pic18 contiene infatti al suo interno il convertitore ADC che tradurrà il segnale analogico acquisito in un segnale digitale con una precisione di 12 bit, cioè ogni lettura, in un intervallo di valori di tensione prescelto, sarà diviso in 4096 possibili livelli. Se scegliessimo ad esempio 10V come riferimento superiore avremo una precisione di $10/4096 = 2,44\text{mV}$.

Le due schede descritte finora sono, come le altre, rigorosamente sincronizzate dal segnale di clock del microcontrollore, ossia una temporizzazione centrale che decide i ritmi in modo preciso e che coordina le varie schede tra loro e col microcontrollore stesso.

2.5 Microcontrollore

La terza scheda che analizzo nel dettaglio è anche la più importante e complessa. È la scheda che contiene il microcontrollore della serie PIC18 della Microchip.

Questa scheda si occupa di gestire tutti i segnali in ingresso al paziente e in uscita da esso, nonché gestire la scansione secondo una ben precisa sequenza.

È praticamente il cervello di tutto lo strumento, senza di esso non funzionerebbe nulla. gestisce la sincronia delle schede ed elabora i dati ricevuti.

La scheda monta un microcontrollore della Microchip serie PIC18, il modello che ho scelto è il 18F87K90, un microcontrollore ad 8 bit, integrato e a pianta quadrata con 20 piedini per lato, per un totale di 80.

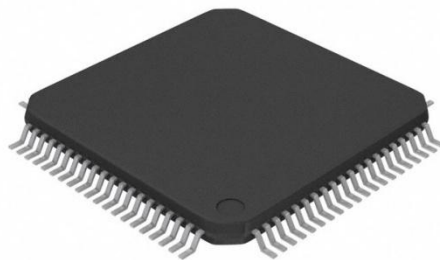


Figura 2.10: Microcontrollore Pic18F87K90

La scelta è ricaduta su questo componente per l'elevato numero di ingressi/uscite utilizzabili, ben 69 potenziali canali comandabili, e fino a 24 di questi che possono avere anche funzione di ingresso analogico.

I 69 canali sono utilizzabili sia come ingressi che come uscite semplicemente configurando in modo opportuno i registri delle porte del Pic18. Sono suddivisi in 8 porte da 8 bit l'una ed una porta da 5 bit. Ovviamente hanno anche altri possibili scopi se non usate come canali input/output.

24 di questi 69 canali possono funzionare anche in modo analogico, ma ogni canale può essere allo stesso tempo o analogico o digitale, non è permesso avere entrambi gli stati contemporaneamente.

Stesso discorso per il funzionamento come ingresso o come uscita, sia nell'uso analogico che in quello digitale.

Il microcontrollore contiene al suo interno un convertitore analogico digitale ADC a 12 bit, che permette di avere fino a 4096 diversi livelli di digitalizzazione del segnale analogico acquisito.

Questo microcontrollore ha un'area di soli 2,25 cm² (i lati sono di 1,5 cm) e può essere alimentato da 1,8 a 5,5 Volt. Ha numerose periferiche al suo interno, quali porte seriali, comparatori, timer (utilizzabili come “svegli” per far eseguire altri compiti al microcontrollore in un preciso momento), I²C (utilizzata ad esempio per interfacciare display). L'elenco delle caratteristiche tecniche sarebbe ancora molto lungo, infatti, il manuale di questo piccolo componente elettronico è di 570 pagine, quindi non mi dilungherò ulteriormente in dettagli troppo tecnici.

In questa scheda oltre al microcontrollore troviamo anche un quarzo, che assieme a due condensatori costituisce un preciso oscillatore esterno¹⁵ che darà il segnale di clock al microcontrollore. Il Pic18 contiene al suo interno degli oscillatori per questo scopo, ma l'oscillatore esterno è più stabile ed ha una frequenza che può essere personalizzata secondo le necessità. Sono presenti anche i connettori che uniscono la scheda con le precedenti due, quella del generatore di corrente e del rilevatore di tensione, ognuno di essi ha 18 contatti. Sono presenti inoltre numerosi altri connettori che interfacciano il microcontrollore con il mondo esterno, rendendo accessibili le varie porte (di 8 bit ciascuna, ossia 8 ingressi/uscite). È inoltre presente un diodo LED per indicare la fine della scansione ed uno che indica l'accensione dello strumento.

Per completezza ho inserito in questa scheda anche un pulsante di reset del dispositivo, che in caso di malfunzionamento o blocco del software ne permetta il

¹⁵ Un oscillatore al quarzo è un circuito il cui unico scopo è produrre un segnale periodico, come ad esempio un'onda quadra o una sinusoide, ad una ben precisa frequenza data dal quarzo utilizzato. Per la sua particolare precisione e semplicità di realizzazione viene usato spesso come clock per dare la temporizzazione ai processori, oppure come generatore di segnale a frequenza costante.

riavvio. Per completare ho inserito un interruttore per l'accensione dello strumento e l'interfaccia per altre due schede.

Le due schede che si collegano su questa sono il filtro amplificatore e la scheda wireless, di cui parleremo più avanti.

In totale questa scheda, che è il cervello di tutto lo strumento, si interfaccia a 5 schede contemporaneamente. È presente anche una scheda di interfaccia col paziente che è ovviamente collegata al generatore di corrente e al rilevatore di tensione e alla scheda col microcontrollore. Il tutto è montato in modo da formare una specie di cubo. Il vantaggio di questa soluzione sta nel non avere fili che collegano le varie schede tra loro (che sono sempre punti deboli) utilizzando al loro posto dei connettori saldati ai circuiti stampati e resistenti alle sollecitazioni.

Un altro vantaggio sta nel risparmio di spazio, parametro decisamente importante in elettronica, infatti un'area maggiore implica costi molto maggiori di realizzazione dei circuiti stampati¹⁶ e dei contenitori che li contengono.

Finora ho parlato del fatto che il microcontrollore possa eseguire diverse funzioni e che sia programmabile. Nel prossimo paragrafo analizzerò più nel dettaglio questo aspetto.

¹⁶ Il circuito stampato è una scheda che contiene i collegamenti (piste in rame) tra i vari componenti e su cui vanno saldati tutti i dispositivi integrati che si utilizzano nel progetto.

2.6 Programmazione del Microcontrollore

I microcontrollori della serie PIC18 vanno programmati con una versione modificata del linguaggio C. Il linguaggio C per PIC18 (di seguito C18) è sintatticamente uguale al classico linguaggio di programmazione C.

La differenza sostanziale sta nella gestione dei nomi delle porte del microcontrollore e dei suoi registri. Quando inizializziamo una porta durante il normale utilizzo, a differenza delle normali variabili, non possiamo sceglierne il nome, poiché è già predeterminato di fabbrica e in modo coerente col compilatore che genererà il codice eseguibile da memorizzare nel PIC18.

Vien da se che esistendo dei nomi mnemonici da conoscere essi dovranno essere noti a priori per poter scrivere del codice funzionante. Nel datasheet (manuale tecnico) del microcontrollore sono menzionati questi nomi e sono descritti anche nel manuale del compilatore.

La stessa Microchip, casa produttrice del suddetto microcontrollore, a mette a disposizione i software per scrivere, compilare e memorizzare il codice nel PIC18.

Il codice che ho scritto consta di diversi cicli annidati per gestire la scansione degli elettrodi nella giusta sequenza.

Il ciclo più esterno della scansione si occupa di selezionare la coppia di elettrodi che inietterà la corrente. È il ciclo più esterno in quanto è anche quello che varia più lentamente, solo 32 volte in tutta la scansione.

Per ogni coppia di elettrodi selezionata nel precedente ciclo si potranno scegliere altre 32 coppie per rilevare la tensione. Questo è il secondo ciclo annidato.

Queste altre coppie sono diverse dalle precedenti, gli elettrodi sono sempre gli stessi 32, ma mentre prima erano scelti a coppie geometricamente contrapposte ora sono scelti a coppie adiacenti. Il numero totale di misure per ogni scansione sarà quindi 32^2 , ossia 1024. Però, come accennato in precedenza, non tutte queste letture potranno essere usate¹⁷.

¹⁷ Le misure valide sono solo $N*(N-3)$, di cui solo la metà linearmente indipendenti.

Il terzo ciclo annidato prevede, per ogni coppia di elettrodi selezionata nel ciclo precedente, di verificare il segno della coppia, ossia comandare nel modo opportuno gli switch di cambio segno. Ciò si rende necessario sia per la coppia di corrente (ad esempio per poter avere sia la coppia 1-17 che 17-1 ecc) che per la coppia di tensione (se prendiamo ad esempio l'elettrodo 5 nella coppia 4-5 avrà il ruolo di elettrodo negativo, mentre nella coppia 5-6 di quello positivo).

Una volta comandati gli switch, in funzione della fase di scansione in cui ci troviamo, siamo automaticamente sicuri di essere ancora dentro la scansione e che le coppie di elettrodi selezionate sono corrette. A questo punto possiamo fare la lettura vera e propria, che consiste nel mandare il valore degli elettrodi di tensione selezionati al convertitore analogico digitale (ADC Analog to Digital Converter) contenuto all'interno del microcontrollore.

il convertitore ADC del microcontrollore è un componente interno allo stesso e ha una precisione di 12 bit. Questo significa 4096 possibili livelli di digitalizzazione del segnale da poter mandare in uscita. Maggiore è il numero di livelli possibili e migliore sarà l'approssimazione del segnale digitale rispetto a quello reale (analogico) in ingresso. La misura analogica rilevata dal paziente tramite gli elettrodi di tensione è sottoposta ad un processo di quantizzazione che permette di avere un numero finito di possibili valori in uscita (4096). Assegna quindi al valore analogico in ingresso quello digitale che più si avvicina, dopo di che lo invia all'uscita. Quello è il dato digitale che serve a noi. Il dato inviato all'uscita, essendo digitale, sarà una sequenza di 12 cifre, ciascuna con possibili valori 1 e 0 in quanto il codice numerico usato è quello binario.

L'ADC invia questo valore digitalizzato della tensione rilevata ad un apposito registro costituito a sua volta da due registri di 8 bit ciascuno. Essendo l'ADC a 12 bit significa che 4 bit del registro alto resteranno al valore zero.

I due registri sono ADRESL e ADRESH. Il primo contiene gli 8 bit meno significativi della digitalizzazione, mentre il secondo contiene i 4 bit più significativi, con giustificazione a destra, in modo che se allineo ADRESH e ADRESL ottengo qualcosa tipo 0000xxxx xxxxxxxx, che letto di seguito mi dà il giusto valore digitalizzato. Al posto delle x ci saranno 0 o 1 in base al valore letto

e codificato. Questo avverrà per ogni lettura, che sarà quindi digitalizzata e poi inviata ad un registro per la trasmissione wireless.

Come anticipato pocanzi il successivo livello è la trasmissione wireless.

Ho accennato precedentemente ad una scheda wireless, di cui parlerò nei successivi paragrafi. La lettura digitale in uscita dall'ADC sarà inviata ad un registro apposito del microcontrollore che si occupa della comunicazione con dispositivi esterni, ossia la trasmissione/ricezione.

Il registro in esame è chiamato TXREG1. Questo registro serve a memorizzare il dato che si vuole trasmettere. In questo caso memorizzerò in questo registro la lettura eseguita dal rilevatore di tensione e successivamente digitalizzata dall'ADC. Essendo anche questo un registro ad 8 bit dovrò memorizzare prima il contenuto del registro ADRESL e successivamente allo svuotamento del registro per avvenuta trasmissione memorizzo il contenuto del registro ADRESH.

Il dato viene spedito serialmente, ossia un bit alla volta. Questo modo semplifica notevolmente la procedura di invio senza appesantire l'hardware necessario. Viene usato un solo canale per inviare tutti i dati che si vogliono. Il prezzo da pagare è però una minore velocità di trasmissione e l'impossibilità di poter trasmettere e ricevere contemporaneamente.

Per sapere quando il dato è stato trasmesso, quindi anche quando il registro è vuoto per poterci memorizzare un nuovo dato, intercetto un segnale (flag).

Il flag è come una "bandierina" che il microprocessore pone a livello logico alto o basso a seconda del comando. In base a ciò tramite delle opportune routine di intercettazione chiamate interrupt, riesco ad evitare di perdere dati.

Un flag simile mi avverte quando la digitalizzazione è finita. Intercettandolo so che nel registro dell'ADC è presente il dato completo e solo dopo quindi lo invio al registro per la trasmissione.

Con la trasmissione del dato finisce la parte relativa al microprocessore.

Con le sue numerose potenzialità meriterebbe molto più spazio per la descriverlo, ma in questo contesto sarebbe superfluo.

2.7 Filtro-Amplificatore

Questa scheda di pochi centimetri quadri e con pochi componenti al suo interno ha un'importante funzione, pulire il segnale acquisito dal paziente togliendo le frequenze di disturbo e amplificarlo per renderlo più intellegibile dal microcontrollore. Questa scheda si pone tra il paziente e il dato che arriva al PIC18 da inviare all'ADC. In pratica è una scheda che fa da ponte.

Il segnale acquisito dalla coppia di elettrodi deputati al rilevamento della tensione manda il segnale direttamente all'ingresso di questa scheda, che taglia le frequenze indesiderate lasciando solo quelle della corrente iniettata (ossia circa 65 KHz) e successivamente lo amplifica tramite un filtro passa banda a banda stretta (BPF a spillo)¹⁸. Per avere la duplice funzione mi sono avvalso di un modello di filtro attivo del quarto ordine a tre stadi, con amplificatori operazionali integrati anziché un semplice filtro passivo.

Il vantaggio di questa scelta sta nel fatto che con un unico circuito posso filtrare ed amplificare il segnale al tempo stesso, senza dover passare per un doppio passaggio che potrebbe creare dispersioni di segnale. Inizierò con l'analizzare la parte relativa all'amplificatore di segnale.

¹⁸ BPF è l'acronimo di Band Pass Filter, ossia filtro passa banda. Se la banda passante del filtro è molto piccola, ossia abbiamo un fattore di merito Q molto alto alla frequenza di interesse, il filtro viene detto filtro a spillo.

2.7.1 Amplificatore

In figura 2.11 è illustrato il solo stato amplificatore che ho usato in questo progetto. I due generatori in rosso nello schema servono solo per simulare il segnale proveniente dal paziente. I 100 mV di differenza tra i due segnali in ingresso sono amplificati e arrivano all'uscita, contrassegnata come OUT, con un guadagno di circa 12 volte.

Il guadagno dell'amplificatore differenziale è dato dalla formula:

$$G = (R1+R5) / R2 \quad 2.2$$

Che nel nostro caso risulta essere appunto 12,07.

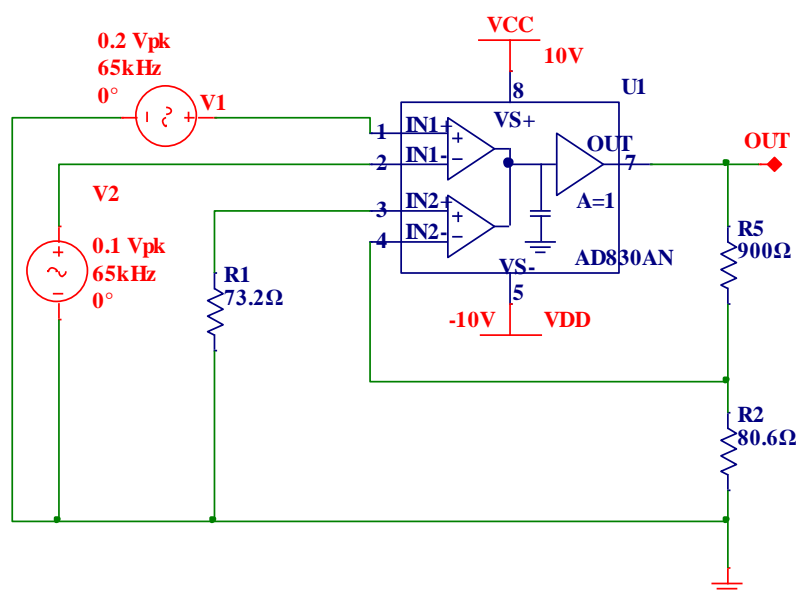


Figura 2.11: Schema amplificatore di segnale

In figura 2.12 e 2.13 sono illustrati gli esiti della simulazione del circuito di figura 2.11 usando il programma MultiSim. Il primo grafico evidenzia l'andamento del modulo dell'uscita il cui valore resta costante per un intervallo di frequenze molto ampio, fino a 700 KHz. Questa è una caratteristica molto richiesta negli

amplificatori e dipende fortemente, oltre che dallo schema amplificatore usato, dall'amplificatore operazionale integrato scelto.

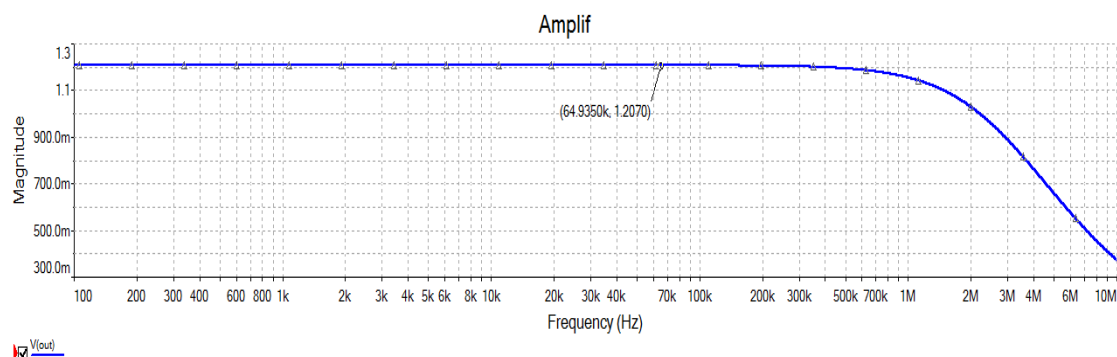


Figura 2.12: Esito simulazione dell'amplificatore di segnale. Modulo

Nel mio caso ho scelto l'amplificatore AD830, un amplificatore ad alta velocità che mi garantisce stabilità in frequenza per il guadagno di cui ho bisogno, ossia almeno fino a 200KHz. Nel grafico di figura 2.12 e 2.13 si può notare una legenda vicino alla curva che evidenzia la frequenza di utilizzo, esattamente 64935 Hz.

Nel grafico di figura 2.12 il modulo dell'uscita, riportato nell'asse y, a quella frequenza è di 1,207 V a fronte di 0,1 V di ingresso differenziale, come previsto dai calcoli teorici. Analogamente nel grafico di figura 2.13 lo sfasamento che introduce tra ingresso ed uscita è di soli $-1,178^\circ$.

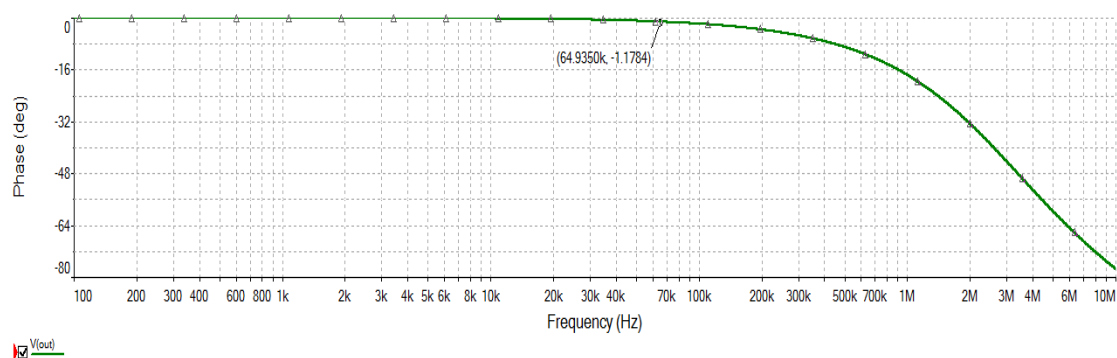


Figura 2.13: Esito simulazione dell'amplificatore di segnale. Fase

Lo sfasamento tra ingresso ed uscita è un altro parametro di interesse in questo tipo di circuiti. Spesso infatti si desidera avere l'ingresso e l'uscita in fase, e non sfasati. Questo perché uno sfasamento introdurrebbe una parte immaginaria nella misura, quindi una potenza reattiva, che creerebbe perdite di segnale ed errori. Nel prossimo paragrafo parlerò del secondo blocco di questa scheda, ossia la parte relativa al filtraggio del segnale.

2.7.2 Filtro

Il secondo blocco della scheda in esame è il filtro attivo del 4° ordine. È un filtro passa-banda a banda stretta. L'ordine è decretato dal numero di condensatori collegati tra ingresso ed uscita. In figura 2.14 si può notare che ne abbiamo due al primo stadio (C2 e C3) e due al secondo (C5 e C6).

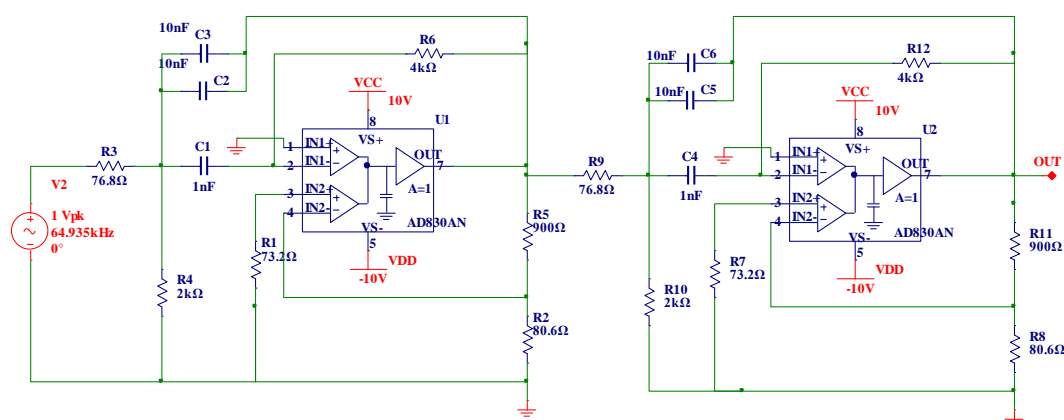


Figura 2.14: Schema Filtro Passa-Banda

In elettronica è molto importante l'ordine di un filtro. Maggiore è l'ordine e più rapida sarà la risposta del filtro, quindi la sua risposta sarà più simile al suo andamento ideale.

Un filtro passa-banda è un particolare tipo di filtro che permette di far passare solo un piccolo intervallo di frequenze e tagliare del tutto le altre. Nel mio caso mi interessava far passare solo le frequenze a cavallo dei 65 KHz.

Nel circuito di figura 2.14 per la simulazione è presente un generatore di tensione con valore di picco 1V alla frequenza di interesse, ossia 64935 HZ. Nella realtà al suo posto andrà collegata l'uscita dell'amplificatore visto precedentemente.

Nel grafico di figura 2.15 è illustrato il risultato della simulazione in frequenza del comportamento del filtro rispetto al modulo del segnale in ingresso.

Si può notare come alla frequenza di interesse si ha in uscita un ulteriore guadagno che porta l'ingresso da 1V a circa 3,66V. Questo è possibile grazie al fatto che ho usato un filtro attivo, cioè un filtro che usa degli amplificatori

operazionali anziché soli capacitori e resistori (ossia componenti passivi). Riesce così, oltre che a filtrare, anche ad amplificare il segnale.

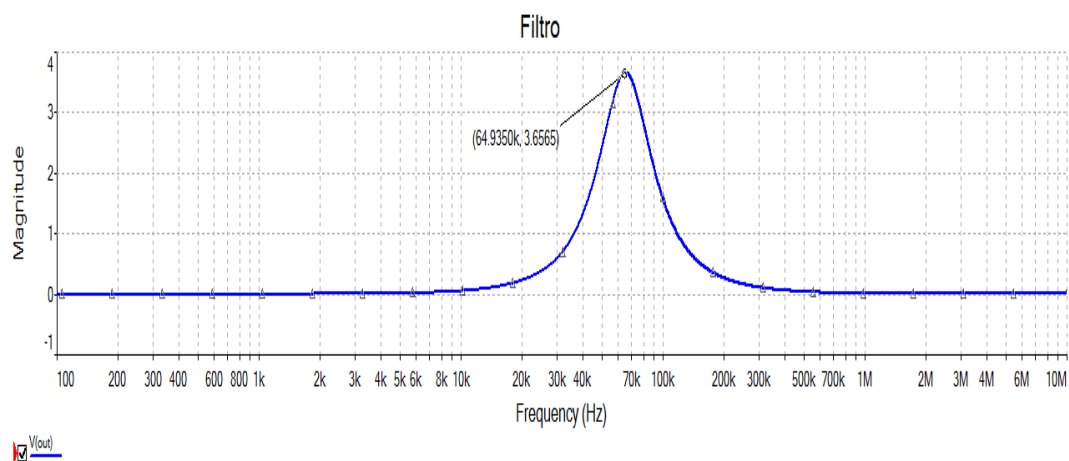


Figura 2.15: Simulazione in frequenza del Filtro Passa-Banda rispetto all'ampiezza

La figura 2.16 evidenzia anche il comportamento rispetto alla fase del segnale in ingresso. Lo sfasamento alla frequenza di interesse è di soli $+1,76^\circ$, che una volta messo il filtro in cascata all'amplificatore visto prima porta lo sfasamento teorico complessivo dei due moduli in cascata a circa $0,6^\circ$, compensandosi così quasi completamente.

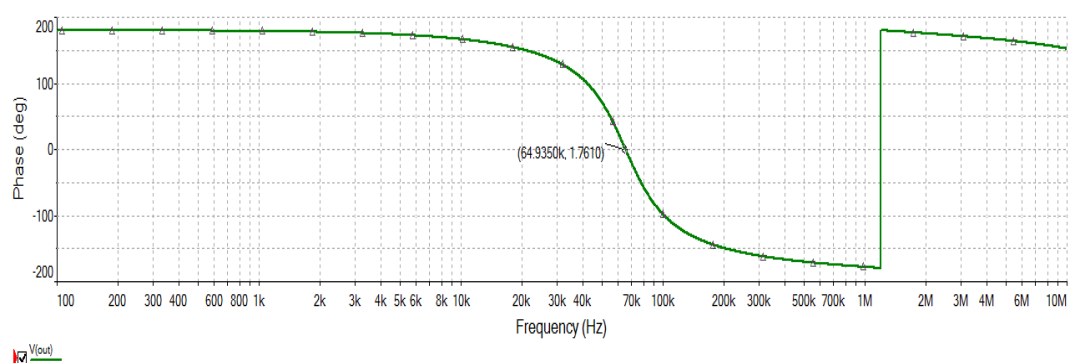


Figura 2.16: Simulazione in frequenza del Filtro Passa-Banda rispetto alla fase

2.7.3 Filtro in cascata all'amplificatore

Ovviamente il comportamento dei singoli moduli presi da soli sarà diverso una volta messi in cascata¹⁹.

Il risultato complessivo della simulazione della scheda completa è molto soddisfacente. In figura 2.17 si può notare come, alla frequenza di interesse, il modulo del segnale in uscita sia amplificato dai 0,25V usati in ingresso per questa simulazione fino a circa 4,53V, con un guadagno complessivo pari a

$$G = 4,53 / 0,25 = 18,1 \quad 2.3$$

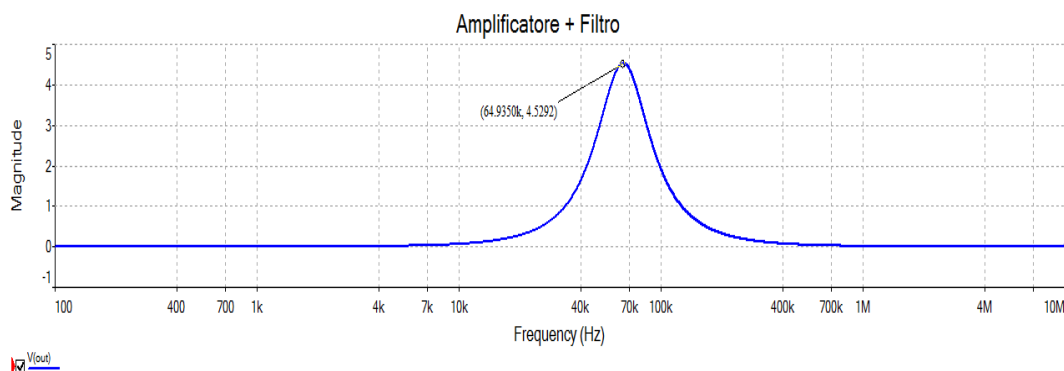


Figura 2.17: Simulazione in frequenza del Filtro-Amplificatore rispetto al modulo

In figura 2.18 possiamo notare il comportamento della fase del segnale.

Come si può notare nella figura seguente è indicato mediante un cursore il valore della fase alla frequenza di interesse. Tale valore da simulazione è 0,52°.

¹⁹ Il motivo di questa non perfetta corrispondenza tra i singoli moduli e la loro unione sta nel fatto che ci sono adattamenti di impedenza tra lo stadio di uscita e lo stadio d'ingresso del successivo non perfetti. Questo è del tutto normale in elettronica. La progettazione dei singoli moduli serve solo a dare una buona approssimazione del comportamento finale.

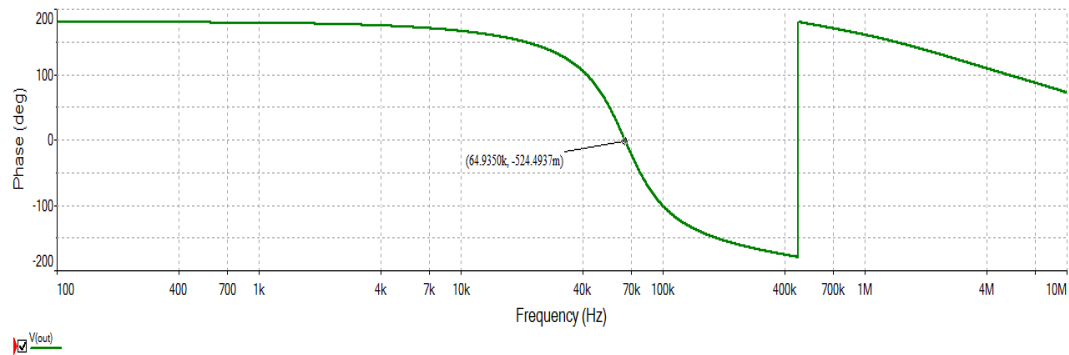


Figura 2.18: Simulazione in frequenza del Filtro-Amplificatore rispetto alla fase

Un valore del genere è più che accettabile per i nostri scopi e non introduce praticamente alcuna parte reattiva che potrebbe falsare i valori acquisiti.

Nella progettazione dei due moduli l'azzeramento della fase alla frequenza di circa 65KHz è stato uno degli obiettivi principali.

L'altro era di ottenere un buon guadagno in ampiezza, ma non avevo un valore vincolante da dover rispettare come per la fase.

Il vantaggio principale nell'usare un simulatore come MultiSim (National Instruments) sta nel poter cambiare i valori dei componenti fino ad ottenere il risultato voluto. Si possono scegliere i componenti con le tolleranze desiderate, proprio come nella realtà, per avere una simulazione il più possibile affidabile e realistica. I calcoli teorici in genere si discostano molto più dalla realtà, non tenendo conto delle imperfezioni dei componenti usati.

La precisione di questi strumenti di calcolo e simulazione è diventata tale da renderli quasi indispensabili per la progettazione di circuiti complessi e dedicati ad applicazioni sensibili come in questo caso applicativo, in cui ci sono sensori applicati direttamente sulla cute del paziente.

2.8 Scheda wireless

Il dispositivo costruito è estremamente portatile, con un volume di circa un litro.

È altresì vero che per funzionare e poter esternare i propri dati ha bisogno di un elaboratore a cui appoggiarsi. Usando le normali connessioni cablate questo potrebbe essere un limite non da poco.

Nell'epoca in cui le connessioni Wi-Fi sono sempre più numerose e varie come tipologia è quasi d'obbligo fornire i nuovi strumenti sviluppati di questa importante possibilità di comunicazione.

Purtroppo non sempre è semplice ed economico implementare una comunicazione wireless efficace e pienamente funzionale. Il vincolo sul ridotto ingombro rende, inoltre, il tutto più difficile.

Dopo avere preso in esame diverse possibili soluzioni ho optato per un modulo wireless completo e semplice da configurare. Il vantaggio del costo contenuto e della possibilità di personalizzare la struttura mediante schede predisposte a ciò ha fatto ricadere la scelta sul modulo XBee della Digi, che usa il protocollo di trasmissione ZigBee. Tale modulo permette non solo il collegamento tra due PC, ma anche il collegamento tra il microcontrollore e un PC, mediante apposite schede pre-forate, notevolmente versatili.

2.8.1 Modulo XBee

I moduli XBee sono dei piccoli ed economici moduli integrati che per comunicare usano il protocollo ZigBee. Tali moduli operano su frequenze **di circa 2,4GHz, come il Bluetooth**. Questo protocollo e questa frequenza di utilizzo prevedono che i dispositivi che li utilizzano siano a basso consumo energetico, non possono però avere elevate velocità di trasferimento dei dati. La trasmissione dei dati avviene in modo seriale, quindi i bit da trasmettere vengono spediti uno alla volta su un unico canale. In figura 2.19 è illustrato il modulo utilizzato nel progetto.



Figura 2.19: Modulo Wireless XBee Pro con antenna integrata

Il dispositivo in figura è l'XBee Pro con antenna integrata, grande all'incirca come una moneta da 2€, quindi di dimensioni decisamente contenute.

La versione usata nel progetto è la XBee Pro perché è la più potente e permette di trasmettere fino a 60 metri in campo chiuso e fino a 750 metri in campo aperto. Questi valori sono relativi alle varianti modificate per mercati come l'Italia, dove le normative sono più restrittive rispetto ad altri stati. Senza queste restrizioni i modelli possono raggiungere tranquillamente distanze di trasmissione di oltre 1,5 Km. La velocità di trasmissione massima è di 250 Kbps (Kilo bit al secondo).

Per dare un'idea della velocità massima, se dovessi trasmettere un file di circa 5 MegaByte impiegherei quasi 3 minuti.

La potenza di trasmissione è di soli 10 mW, il che permette di alimentare tutto il dispositivo anche a batteria.

Tra le comunicazioni possibili con questi moduli ci sono le comunicazioni multi punto (broadcast), un po' come fa un router wireless che invia il segnale a tutti i PC della zona, la comunicazione punto-punto (unicast), ossia un dispositivo può comunicare con un solo preciso dispositivo escludendo tutti gli altri della zona, in modo simile a come avviene per la comunicazione Bluetooth, ma in modo più semplice.

Esistono diverse altre configurazioni possibili, tra cui la comunicazione multicast, una via di mezzo tra le precedenti due tipologie. Se la broadcast trasmette a tutti e la unicast solo ad un dispositivo, la multi cast trasmette ad un gruppo di dispositivi selezionati e solo a quelli. Per farlo sfrutta il fatto che ogni modulo ha un numero di serie identificativo, un po' come fosse un IP del computer per il router²⁰. Posso scegliere quali numeri di serie possono ricevere la trasmissione.

Il modulo ricevente può a sua volta scegliere di ricevere da tutti i moduli della zona oppure solo da alcuni moduli scelti a priori. Il vantaggio è che non si creano interferenze tra reti nella stessa stanza e la comunicazione può essere facilmente indirizzata solo ai dispositivi interessati, il tutto mediante il semplice software X-CTU dato in dotazione dalla stessa Digi e la porta USB del PC a cui collegare la scheda di interfaccia USB Board per programmare il modulo XBee.

X-CTU permette, oltre alla configurazione dei moduli per poter comunicare tra loro, anche di poter visualizzare i dati che si stanno scambiando con gli altri moduli della stessa rete.

La corrente di picco assorbita da questo modulo è di circa 150 mA in trasmissione e 50 mA in ricezione a 3,3 V di alimentazione.

Sono ovviamente presenti diversi controlli di errore per assicurare una trasmissione completa ed affidabile, tutti configurabili con il medesimo software in dotazione, che permette anche di poter aggiornare il firmware del modulo XBee, in modo da essere sempre aggiornato con l'ultima versione rilasciata dalla casa produttrice.

Come si nota dalla foto in figura 2.19 l'integrato XBee ha 20 piedini disposti su due file. La distanza tra i piedini non è quella standard di 2,54mm (1/10 di pollice)

²⁰ Il paragone è a titolo puramente esemplificativo, come gli altri citati a scopo simile.

ma bensì solo 2 mm. Questo potrebbe comportare dei problemi se non ne tenessimo conto. Fortunatamente esistono delle schede adattatrici prodotte dalla stessa casa produttrice del modulo, la Digi²¹.

Queste schede risolvono anche un altro importante problema, quello della connessione al computer mediante porta USB.

Infatti, pur essendo una trasmissione wireless ha un suo protocollo che non è compatibile con lo standard Ethernet (quello delle comuni reti LAN domestiche).

Un modulo XBee può comunicare solo con un altro modulo XBee, non necessariamente della stessa serie, l'importante è che usi lo stesso standard.

Uno dei due moduli che ho usato è collegato come accennato prima al microcontrollore, da cui riceve i dati da trasmettere al computer.

L'altro modulo è collegato al PC, in ricezione. Il collegamento avveniva fino a non molto tempo fa con la porta seriale. Con il progressivo disuso di questa periferica sui moderni elaboratori la tecnologia si è dovuta adattare; sono nate così delle schede adattatrici per XBee che integrano la comunicazione mediante porta USB.

Tutto ciò che dovremo fare sarà montare il modulo XBee nel suo apposito alloggiamento sulla scheda e collegare il cavo USB alla scheda e al PC.

Tutto ciò che serve è già contenuto nella scheda, di cui parlerò nel prossimo paragrafo.

²¹ Parlerò più in dettaglio delle varie schede usate nei prossimi paragrafi.

2.8.2 Schede di supporto al Modulo XBee

Nel mio progetto ho usato due schede di supporto per i moduli wireless XBee.

La prima scheda di supporto è quella necessaria a collegare il primo modulo XBee al computer, la XBee USB Board (Figura 2.20).



Figura 2.20: XBee USB Board

Tale scheda non fa altro che emulare, mediante un chip, la porta seriale del computer, permettendo così al modulo XBee di funzionare senza problemi anche su porta USB. Bisogna ricordare infatti che il modulo wireless trasmette in modo seriale i dati. Ha inoltre al suo interno dei diodi LED per il monitoraggio della trasmissione e ricezione e il regolatore di tensione per adattare i 3,3 volt a cui vanno alimentati i moduli ai 5 volt a cui funziona tutto il resto dei circuiti e la stessa porta USB.

È una soluzione pulita e semplice. Basta montare il modulo XBee nella scheda e collegare il cavo USB al PC, senza dover fare altro.

La seconda scheda di supporto che ho usato è la 1000Pads Mini XB Board, illustrata in figura 2.21. L'ho usata per collegare il microcontrollore al modulo XBee. Quest'ultima scheda racchiude numerosi vantaggi nella sua semplicità.

Oltre alle caratteristiche della scheda precedente, ossia i LED di monitoraggio e il regolatore di tensione ha un'area di prototipazione in stile “mille fori”, metodo molto usato nell'elettronica fai da te e a basso costo.

Il vantaggio di questa tecnica è indubbiamente la semplicità d'uso essendoci i fori già pronti per le saldature e per i componenti, ma lo svantaggio è che si hanno

molti più fili liberi nella scheda, per cui diventa difficile fare circuiti con molti collegamenti. Inoltre come già detto in precedenza i fili liberi creano più interferenze e possono facilmente rompersi o dissaldarsi sotto eventuali sollecitazioni, problema che le schede stampate non hanno. Per contro ovviamente le schede stampate non possono essere modificate una volta create e hanno costi di realizzazione decisamente maggiori e sono nei casi più semplici si possono realizzare in un comune laboratorio dilettantistico.

La 1000Pads Mini XB Board ha inoltre il collegamento per i vari piedini del modulo rice-trasmittente e la possibilità di fare delle saldature perfette su di essa grazie alla qualità dei fori stagnati.



Figura 2.21: 1000Pads Mini XB Board

La principale utilità sta nel fatto che se vogliamo aggiungere dei componenti per personalizzare la configurazione e l'interfaccia col microcontrollore possiamo farlo senza alcun problema.

Come detto in precedenza questa scheda monta un regolatore di tensione per permettere alla scheda di dare i 3,3 volt al modulo XBee pur alimentando il tutto a 5 volt. C'è però un altro problema da risolvere, ossia i livelli dei segnali di ricezione e trasmissione.

La logica del microprocessore è la logica TTL²², che utilizza segnali a 5 volt.

²² La Transistor-transistor logic (TTL) è stata la prima tecnologia di circuiti integrati (IC) ad essere diffusa su scala globale in una grande varietà di applicazioni, dai computer agli apparecchi audio.

Nella logica digitale TTL digitale tutti i segnali con livello superiore ai 2,5 volt sono considerato come livello logico “1” (livello logico alto), quelli con valore inferiore invece come “0”, ossia livello logico basso.

La logica del modulo XBee è invece a 3,3 volt. Il nostro microcontrollore ha invece come livello alto 5 volt. Se gli mandiamo quindi un livello alto in ricezione, proveniente dal Pic18, a 5 volt, rischiamo di bruciarlo, perché il modulo sopporta al massimo poco più di 3,3 volt prima di rovinarsi.

Per trasmettere dall’XBee al microcontrollore non serve nessuna modifica, infatti il segnale alto che manderà il modulo sarà a 3,3 volt, e il microcontrollore interpretando come logica alta ogni segnale sopra i 2,5 volt non avrà difficoltà a capire ed interpretare in modo corretto il segnale.

Il problema si pone quando il microcontrollore deve inviare i dati al PIC18.

In quel caso inviando un segnale alto a 5 volt brucerei il modulo, o comunque potrei danneggiarlo seriamente. Devo quindi interporre un partitore di tensione tra il piedino di trasmissione del microcontrollore e il piedino di ricezione del modulo XBee, semplicemente usando due resistori.

Il partitore di tensione è una semplice configurazione che permette di suddividere una tensione per averne solo una parte all’uscita desiderata.

In figura 2.22 si può vedere lo schema utilizzato.

Le frecce sul microcontrollore e sul modulo wireless XBee indicano la direzione del segnale. GND indica la messa a terra del segnale, ossia il polo negativo che ogni circuito deve avere.

Fu inventata nel 1961 ed ancor oggi è alla base di tutta l’elettronica, sia di consumo che dilettantistica.

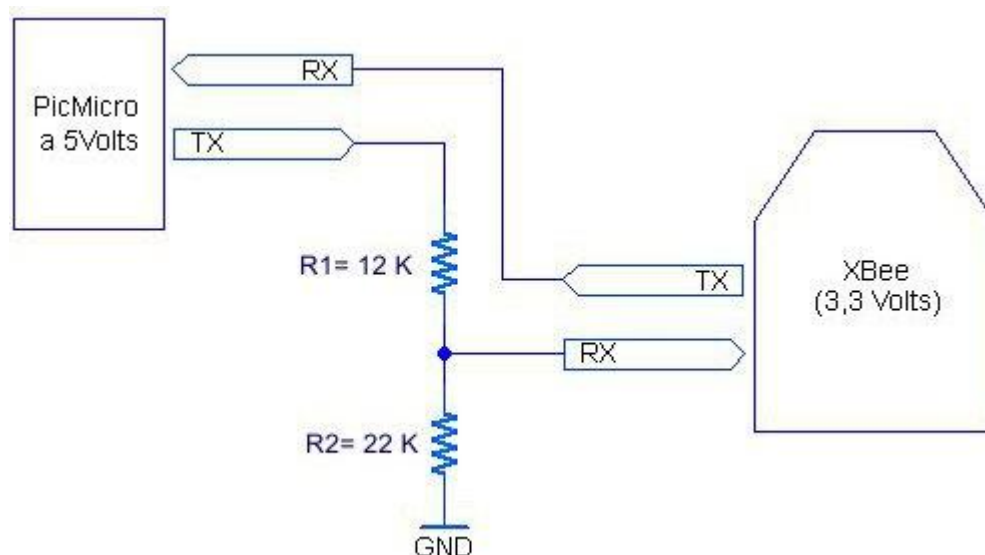


Figura 2.22: Partitore di tensione PIC-18-XBee

La formula 2.3 è per il calcolo della tensione, semplicemente.

$$V_{out} = V_{in} * \frac{R_2}{(R_1 + R_2)} = 5 * \frac{22K}{(12K + 22K)} = 3,23V \quad 2.3$$

Si sceglie una delle due resistenze e partendo dal valore delle tensioni che si desidera si ricava l'altra.

Questi due componenti ho scelto di inserirli direttamente nella scheda col microcontrollore anziché sulla scheda 1000Pads per motivi di praticità. Il risultato sarebbe stato analogo.

Questa era l'ultima scheda da analizzare, dal punto di vista hardware, in questo capitolo.

CAPITOLO 3

3. Conclusioni

3.1 Premessa

Lo scopo principale di questo progetto è stato costruire un dispositivo hardware in grado di misurare delle tensioni indotte da una corrente erogata, mediante degli elettrodi, sulla superficie cutanea del paziente; il più ampio obiettivo è però di poter aprire, in un futuro si spera prossimo, le porte alle tecniche non invasive di bioimaging²³ anche nella valutazione della funzionalità cardio-respiratoria negli atleti. Questa tecnica, chiamata tomografia ad impedenza elettrica, non è utilizzabile solo nella parte toracica, ma in qualunque parte del corpo attorno a cui si possano mettere elettrodi.

I motivi per cui si utilizza principalmente sul torace sono molteplici; in primo luogo essendo il torace sede di cuore e polmoni è un punto cruciale di studio diagnostico per eventuali patologie cardio-circolatorie e respiratorie che tanto incidono ogni anno sulle morti e che con opportuni strumenti di diagnostica non invasiva potrebbero essere riscontrate e curate per tempo, in modo semplice ed economico. Ovviamente lo stesso metodo vale anche per la diagnostica funzionale in soggetti che si accingono ad intraprendere protocolli di healthness²⁴.

In campo medico sportivo gli apparati cardiaco e respiratorio sono fondamentali per una buona prestazione sportiva. Devono andare di pari passo e funzionare perfettamente sotto ogni aspetto. Questo non è sempre facile da individuare in modo non invasivo e senza radiazioni ionizzanti di alcun tipo.

La portabilità dello strumento sul campo e la possibilità di funzionare anche a batteria sta diventando fondamentale per un primo soccorso durante

²³ Con il termine bioimaging si intende una qualsiasi immagine generata dall'interazione tra un essere vivente, ossia i suoi tessuti, e un'opportuna forma di energia (raggi x, ultrasuoni, ecc.). Il risultato finale sarà un'immagine relativa all'anatomia o alla fisiologia delle parti in esame e potrà essere bidimensionale o tridimensionale.

²⁴ L'insieme di quelle attività che portano ad un generale miglioramento delle condizioni di salute; possono essere palestra, corsa, yoga, sport ecc.

manifestazioni sportive agonistiche ed amatoriali, o anche semplicemente per dei controlli di routine prima, durante o subito dopo gli allenamenti.

Il risultato ottenuto in questa tesi riflette tutti questi scenari, essendo un dispositivo portatile, che può funzionare anche a batteria e dal peso ridotto.

3.2 Risultati Attesi

All'inizio di questo progetto di ricerca mi sono imposto di raggiungere come risultato l'ottenimento di un'immagine. Obiettivo ambizioso ma possibile.

Per riuscire oltre all'hardware è necessario un software che trasformi i dati in immagine tramite complessi algoritmi matematici.

In questa tesi ho analizzato, progettato e costruito la parte hardware di tutto il sistema, compresa la programmazione del microcontrollore.

La parte software di ricostruzione dell'immagine richiedeva competenze, oltre che informatiche, matematiche di livello specialistico. Essendo gli algoritmi di ricostruzione immagini appositamente progettati per la tomografia ad impedenza elettrica esistono dei gruppi di matematici che li sviluppano creando dei software in base all'hardware presente.

Come citato in precedenza esiste un progetto open source di uno di questi software, EIDORS. Un'altra soluzione è utilizzare uno di questi algoritmi per EIT on-line. Personalmente ho optato per questa seconda possibilità.

Il motivo di questa scelta è la maggiore praticità rispetto al caso precedente. Il programma EIDORS, infatti, è un programma a riga di comando, ossia per essere usato bisogna conoscere degli appositi comandi da scrivere di volta in volta per ogni cosa si voglia fare. Nonostante la maggiore versatilità di utilizzo che ne conseguirebbe sarebbe altresì scomodo e lungo da imparare alla perfezione, o in modo tale da ottenere dei risultati apprezzabili in poco tempo.

Visti i tempi a disposizione ridotti ho deciso di rimandare questa fase a futuri sviluppi e utilizzare il seguente sito:

<http://www.cplire.ru/tserver/eitupload.php>

Questo sito, come si vede in figura 3.1, è decisamente essenziale e pratico.

Basta caricare un file di testo che contenga la matrice dei dati ricavati dalla scansione degli elettrodi secondo un opportuno schema, noto a priori dalle istruzioni presenti nel medesimo sito, e subito avremo a disposizione l'immagine risultante.



Figura 3.1: Sito per ricostruire le immagini EIT

La matrice da utilizzare è una matrice 32x32, ossia 32 righe e 32 colonne.

In questa matrice di dati nella prima riga saranno riportate le misure relative alla prima coppia di elettrodi iniettori di corrente (32 misure), nella seconda riga i valori di tensione rilevati mentre ad iniettare corrente era la seconda coppia e così via fino ad esaurire tutte le possibili combinazioni.

La matrice ottenuta sarà della seguente forma:

	$A_{1,1}$	$A_{1,2}$	$A_{1,3}$...	$A_{1,32}$	
	$A_{2,1}$	$A_{2,2}$	$A_{2,3}$...	$A_{2,32}$	
	$A_{3,1}$	$A_{3,2}$	$A_{3,3}$...	$A_{3,32}$	
	
	$A_{32,1}$	$A_{32,2}$	$A_{32,3}$...	$A_{32,32}$	

Figura 3.2: Matrice esempio

Sarà quindi una matrice quadrata con n^2 valori, dove n è il numero di elettrodi usati, in questo caso 32. I 1024 valori contenuti nella matrice non sono tutti valori validi per la ricostruzione dell'immagine.

Come accennato nei capitoli precedenti, gli elettrodi che iniettano corrente non possono contemporaneamente rilevare la tensione, per cui per ogni iniezione di corrente ci saranno $n-4$ letture valide, e non n ²⁵. Le 4 letture non valide che utilizzano uno degli elettrodi che iniettano anche corrente saranno semplicemente poste a 0 (zero) come prevede il software di ricostruzione usato.

Le righe ricavate dai dati sono invece 32, una per ogni coppia di elettrodi. In realtà anche in questo caso, teoricamente, le misure linearmente indipendenti sono solo la metà. Le altre misure si potrebbero ricavare analiticamente ma, per completezza nel mio caso, ho fatto in modo che ci fossero fisicamente tutte le misure.

Una volta organizzate le matrici dei dati non resta che inserirle in un file di testo in cui va indicato nelle prime due linee il numero di elettrodi e la modalità di iniezione di corrente, nel mio caso Polare, essendo la geometria degli elettrodi che iniettano corrente a poli contrapposti.

Questo file sarà caricato, nel sito menzionato prima, restituendo in pochi secondi l'immagine risultante.

Nel prossimo paragrafo mostrerò gli esempi di immagine ottenuti.

²⁵ Qualora si tralasciasse di azzerare il dato presente in corrispondenza dell'elettrodo con doppia funzione di iniezione-rilevamento esso sarebbe un valore casuale. Il software nel sito usato per ricostruire le immagini on-line lo eliminerebbe comunque non tenendone conto.

3.3 Risultati Ottenuti

Faccio una breve premessa. Le immagini ottenute con questa tecnica non hanno una risoluzione comparabile con tecniche quali TAC e PET, o raggi X.

Il problema risiede principalmente nei limiti tecnologici e computazionali degli algoritmi, ed è influenzato anche dal numero di elettrodi usati.

Vien da se che questa tecnica di imaging non si prepone di sostituire le suddette tecniche, ma bensì di coadiuvarne la diagnostica di routine nei casi in cui le tecniche tradizionali non possano essere usate o semplicemente non siano sufficienti ad avere un quadro completo della situazione.

Nelle immagini seguenti analizzerò alcuni esempi ottenuti col mio hardware.

In tutte le immagini è stata usata la stessa scala cromatica, in tonalità di grigio, in cui il bianco corrisponde a un tessuto conduttivo e il nero ad un tessuto non conduttivo.

Nella figura 3.3 ho analizzato un polso.

Si possono notare due aree più scure, non conduttive, che rappresentano le due ossa presenti nell'avambraccio: ulna e radio.

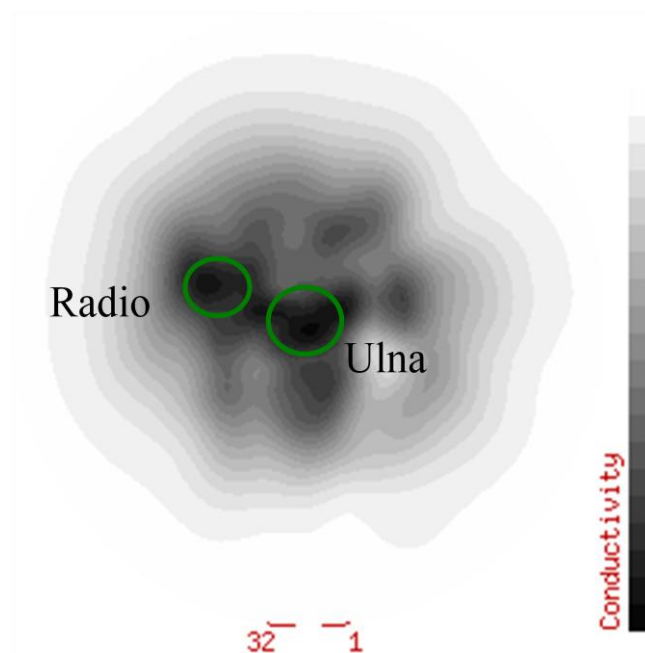


Figura 3.3: Polso

La seconda immagine di esempio rappresenta la sezione di una caviglia, poco al di sopra del malleolo.

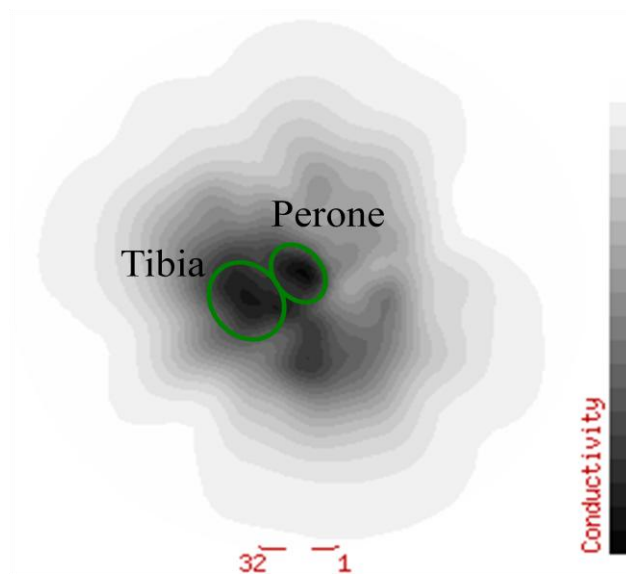


Figura 3.4: Caviglia

Come si possono notare le due aree meno conduttive sono un'immagine della sezione di tibia e perone.

Per quanto i livelli di grigio non rendano al meglio²⁶, tutte le immagini sono in realtà delle circonferenze perfette, il tono più esterno essendo bianco è indistinguibile dal resto dello sfondo dell'immagine. Anche la risoluzione è relativamente scarsa, dovuta anche al fatto che gli algoritmi non sono i migliori allo stato dell'arte, sono tuttavia sufficienti ad avere un'idea sul corretto funzionamento o meno dell'hardware.

Come accennato nei precedenti capitoli questa tecnica è molto versatile e le sue possibili applicazioni sono caratterizzate da una trasversalità che spazia attraverso gli ambiti umano-animale-vegetale. Per questo la tecnica può essere usata per diversi scopi, non solo analisi del torace o altre parti del corpo, ma ha anche applicazioni in vegetali. Nell'immagine successiva analizzerò un esempio di immagine ottenuto col mio hardware e applicata al regno vegetale.

La successiva immagine in figura 3.5 rappresenta una sezione di pesca.

²⁶ La scala cromatica non potevo sceglierla. Il nero rappresenta tessuto tendenzialmente non conduttivo, ovvero isolante; il bianco rappresenta un tessuto conduttivo, ossia ricco di liquidi.

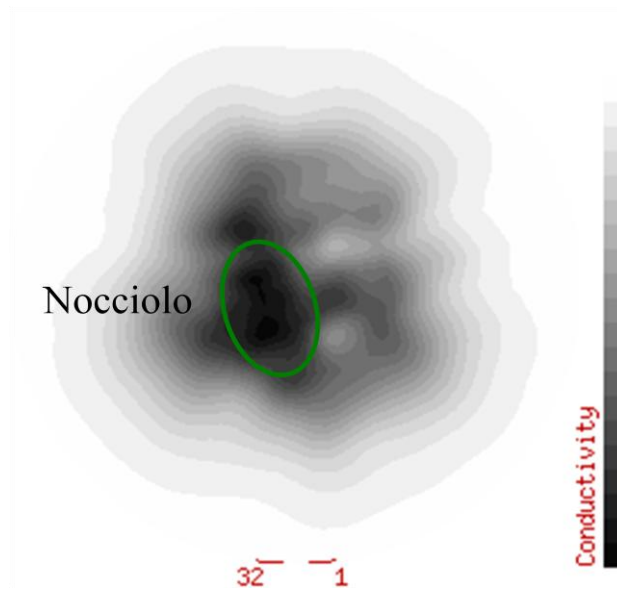


Figura 3.5: Pesca

Gli elettrodi sono stati posti intorno al frutto, che come si può immaginare ha, approssimativamente, simmetria sferica. Mi aspetto che la parte interna contenendo il nocciolo in un involucro legnoso, quindi isolante, appaia di una tonalità scura. Per lo stesso motivo la parte esterna, ossia la polpa ricca di liquidi, dovrebbe apparire più chiara. La conducibilità è infatti legata alla quantità di liquidi contenuta in un tessuto.

Si può notare facilmente la parte centrale scura, ossia poco conduttiva e la parte esterna chiara.

L'immagine è quindi eloquente e coerente con quanto ci si aspettava.

La quarta immagine che illustrerò enfatizza ulteriormente la grande versatilità di questa tecnica.

Dopo i primi due esempi applicati al corpo umano ed uno applicato ad un frutto ho deciso di scegliere un esempio diverso, per testare l'hardware progettato in modo ancora più convincente e per verificare anche il grado di risoluzione ed accuratezza della tecnica.

Ho scelto di applicare gli elettrodi al dito pollice della mano.

Il risultato atteso è una zona poco conduttiva al centro corrispondente alla falange del dito ed una zona più conduttiva nel resto del tessuto circostante.

Il risultato mostrato in figura 3.6 è abbastanza conforme con quanto mi aspettavo.

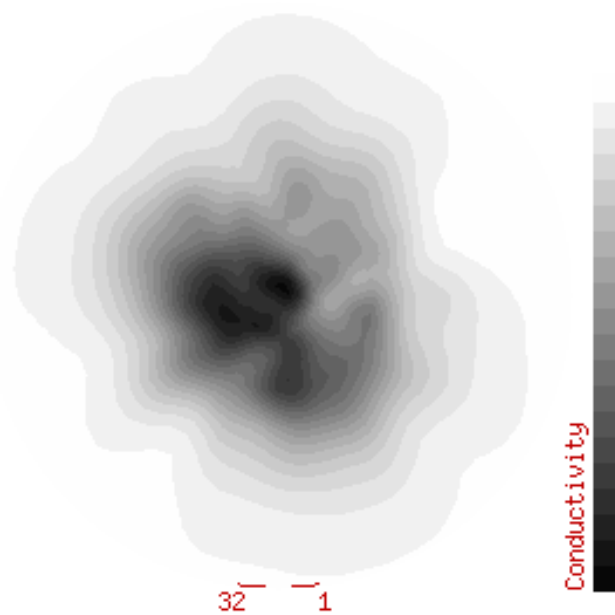


Figura 3.6: Pollice mano

3.4 Osservazioni

Per quanto le immagini siano abbastanza chiare nel riscontrare differenze di conducibilità bisogna dire che la risoluzione non è ancora paragonabile a quella di altre tecniche analoghe di imaging statico come PET o TAC.

Ciò è dovuto a diversi limiti, solo in parte superabili.

Per prima cosa la risoluzione della tecnica è limitata dagli algoritmi. Gli algoritmi usati in questo progetto non sono i migliori allo stato dell'arte, ma bensì quelli di base che erano disponibili per un uso accademico libero. Questo influisce parecchio sulla risoluzione finale. Usando algoritmi più performanti, come ad esempio algoritmi genetici, si potrebbero ottenere immagini con risoluzioni decisamente migliori, anche se non al livello di risonanza magnetica.

Essendo l'obiettivo di questa tesi principalmente la progettazione hardware del dispositivo degli algoritmi base erano sufficienti per testare la funzionalità o meno del dispositivo costruito.

La seconda limitazione alla risoluzione della tecnica è fisica. La qualità dell'immagine aumenta all'aumentare del numero di elettrodi.

A sua volta però quest'ultimo non può essere aumentato in modo indefinito. La dimensioni degli elettrodi non può essere puntuale perché sarebbero troppo sensibili al rumore e inoltre, essendo il numero di misure prodotte proporzionale al quadrato del numero di elettrodi usati, servirebbero potenze computazionali al di là dei comuni elaboratori per ottenere delle immagini in tempi ragionevoli.

Non potendo diminuire eccessivamente la misura degli elettrodi ne deriva quindi che non se ne possono mettere a sufficienza in uno spazio finito, inoltre ciò non sarebbe vantaggioso per l'attuale potenza degli elaboratori.

L'unico parametro su cui si può agire restano gli algoritmi di ricostruzione e la qualità dei componenti elettronici usati ad esempio per il filtraggio del segnale misurato. Anche i componenti elettronici sono vincolati da limiti fisici funzionali e gli algoritmi, per quanti valori gli si possa inserire, dovranno sempre e comunque stimare i tantissimi valori in profondità partendo dai relativamente pochi valori effettivamente misurati sulla superficie del corpo tramite gli elettrodi.

Alla luce di tutto ciò verrebbe da chiedersi, ancora una volta, come mai si dovrebbe usare una tecnica apparentemente così limitata?

La risposta sta nel fatto che questa tecnica permette immagini dinamiche, che le altre tecniche di imaging attuali non permettono, tantomeno in modo non invasivo e portatile. Le immagini di test che ho prodotto sono statiche, ma nulla impedirebbe di avere 30 immagini statiche al secondo. Rivedendole in rapida sequenza si otterrebbe un filmato, a tutti gli effetti, di ciò che si stava monitorando in quel momento.

Come accennato nei capitoli precedenti, il vantaggio di avere un imaging dinamico sta nel fatto di poter monitorare cicli cardio-polmonari durante tutta la fase di espansione e rilassamento. Ciò permette di avere una visione completa dell'intero ciclo osservato, cosa molto utile sia nell'individuazione di eventuali patologie e sia, in linea con la tematica del curriculum di bioenergetica della locomozione umana di questo dottorato, nella valutazione degli adattamenti morfo-funzionali di questi due apparati quale conseguenza dell'applicazione di un protocollo di training fisico.

CAPITOLO 4

4. Bibliografia

- [1] R.A. Williams and M.S.Beck, *Process tomography: principles, techniques and applications*, Butterworth-Heinemann, Oxford, 1995.
- [2] *Reconstruction algorithms for permittivity and conductivity imaging*, Proceedings of the 2nd congress on industrial process tomography (2001), 4-11.
- [3] O.Dorn, E.Miller,and C.Rappaport, *A shape reconstruction method for electromagnetic tomography using adjoint fields and level sets*, Inverse Problems (1999), n.6, 1523-1558.
- [4] M.Betrero and P.Boccacci, *Introduction to inverse problems in imaging*, IoP, Bristol, 1998.
- [5] King, W. , *Electricity in Medicine and Surgery*. New York; Boericke and Runyon; 1901.
- [6] Fricke H., Morse S., *The electric capacity of tumors of the breast*. Cancer Research 1926, 16, 340-376.
- [7] Nyboer J., *Electrical impedance plethysmography: a physical and physiologic approach to peripheral vascular study*.1950, 2:811-821.
- [8] L. A. Geddes and L. E. Baker, *The specific resistance of biological material – a compendium of data for the biomedical engineer and physiologist*, Med. and biol. Eng., vol. 5, pp. 271–293, 1967.
- [9] A. J. Surowiec, S. S. Stuchly, and et al., *Dielectric properties of breast carcinoma and the surrounding tissues*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 35, pp. 257–263, 1988.

- [10] Henderson, R. P. and Webster, J.G., *An Impedance Camera for Spatially Specific Measurements of the Thorax*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering (1987), 25, 240-254.
- [11] Barber, C.C. and Brown, B.H., *Imaging Spatial Distribution of Resistivity using Applied Potential Tomography*. Electronics Letters (1983), 19, 933-935.
- [12] Brown, B.H., *Electrical Impedance Tomography (EIT): A Review*. Journal of Medical Engineering and Technology (2003), 27, 97-108.
- [13] Cherepenin, V.A. et al., *Three-dimensional EIT Imaging of Breast Tissue: System Design and clinical Testing*. IEEE Transactions on Medical Imaging (2002), n. 21, 662-667.
- [14] Lionheart, W. R. B., *EIT and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software (EIDORS)*, 2002.
- [15] <http://eidors3d.sourceforge.net/>
- [16] Margaret Chenevy, David Isaacson, Jonathan C. Newelly, *Electrical Impedance Tomography*, SIAM Review, vol. 41, n.1, pp.85, 1999.
- [17] W. D. Hou et al., *Increasing image resolution in electrical impedance tomography*, Electronics Letters, Vol.38, pp.701-702, 2002.
- [18] D.C. Barber and B.H. Brown, *Applied potential tomography*, J. Phys. E. Sci. Instrum., vol.17, pp.723-733, 1984.
- [19] <http://shulgadim.blogspot.it/search/label/EIT>
- [20] H.X. Wang and Z. Cao, *An investigation of nonlinearity of 'soft' field in electrical impedance tomography system, based on statistical methods*, Instrumentation and Measurement technology Conference 2005, Ottawa, Canada, pp. 713-717.
- [21] W.Q. Yang, *Editorial*, Meas. Sci. Techno., 2001, Vol.12.

- [22] W. R. B. Lionheart, *EIT reconstruction algorithms: pitfalls challenges and recent developments*, *Physiol. Meas.*, 2004, Vol. 25, pp. 125-142.
- [23] G.J.Saulnier, R. S. Blue, J. C. Newell, D. Isaacson, and P. M. Edic, *Electrical impedance tomography*, *IEEE Signal Process. Mag.*, 2001, Vol. 18, n.6, pp. 31-43.
- [24] <http://shulgadim.blogspot.it/2012/01/physical-principle-of-electrical.html>
- [25] A. Adler and R. Guardo, *Electrical impedance tomography: Regularized imaging and contrast detection*. *IEEE Trans Med Imaging*, vol. 15, pp. 170–179, 1996.
- [26] H. Ross, B. J. W. Chow, A. Adler, *EIT measurement of heart and lung perfusion*. Oxford, Ottawa, Ontario, 2003.
- [27] Liston AD, *Models and image reconstruction in electrical impedance tomography of human brain function*, PhD Thesis, Middlesex University, London 2004.
- [28] R. J. Sadleir and R. A. Fox, *Detection and quantification of intraperitoneal fluid using electrical impedance tomography*, *IEEE Trans Biomed Eng.*, vol. 48, no. 4, pp. 484–491, 2001
- [29] B. Blad and B. Baldetorp, *Impedance spectra of tumor tissue in comparison with normal tissue; a possible clinical application for electrical impedance tomography*, *Physiological Measurements*, vol. 17 (Suppl A), pp. A105–A115, 1996.
- [30] Manuel Gasulla and Ramon Pallas-Areny, *Noniterative Algorithms for Electrical Resistivity Imaging Applied to Subsurface Local Anomalies*, *IEEE Sensors Journal*, vol.5, n.6, 2005.
- [31] Ran Liu, Jing Liu, Guangzhi Wang, Hui Ding, *Minimally Invasive Electrical Impedance Tomography- Promising Way to Decrease Diagnostics Uncertainty*,

Proceedings of the 1st IEEE International Conference on Nano/Micro Engineered and Molecular System, Zhuhai, China, pp.18-21, 2006.

[32] M.T. Clay and T. C. Ferree, *Weighted regularization in electrical impedance tomography with applications to acute cerebral stroke*, IEEE Trans. Med. Imag., vol 21, n.6, pp.629-637, 2002.

[33] A. Hartov, P. LePivert, N. Soni, and K. Paulsen, *Using multiple-electrode impedance measurements to monitor cryosurgery*, Medical Physics, vol.19, n.12, pp. 2806-2814, 2002.

[34] D. M. Otten, G. Onik, and B. Rubinsky, *Distributed network imaging and electrical impedance tomography of minimally invasive surgery*, Technolog in Cancer Research & Treatment, vol. 3, no. 2, pp. 125–134, April 2004.

[35] S. Zolchiver, M. M. Radai, M. Rosenfled, and S. Abboud, *Induced current impedance technique for monitoring brain cryosurgery in a two-dimensional model of the head*, Annals of Biomedical Engineering, vol. 30, no. 9, pp. 1172–1180, 2002.

[36] David M.Otten, Ph.D.Gary Onik, *Distributed Network Imaging and Electrical Impedance Tomography Of Minimally Invasive Surgery*, Techonology in Cancer Research & Treatment, ISSN , Vol.3 n.2, 2004.

[37] Li Z., Xu L., W. J., L.X. , G.Y., *Modeling The Electrical Characteristics of the Stomach and Reconstruction Image*, Intern. Conf. on Comp. Applic. and System Modeling, 2010.

[38] R. A. Erol, P. Cherian, R. H. Smallwood, B. H. Brown, and K. D. Bardhan, *Can electrical impedance tomography be used to detect gastro-oesophageal reflux?*, Physiological Measurements, vol. 17, pp. A141–A147, 1996.

[39] S. Meeson, A. L. T. Killingback, and B. H. Blott, *The dependence of EIT images on the assumed initial conductivity distribution: a study of pelvic imaging*, Physics in Medicine and Biology, vol. 40, pp. 643–657, 1995.

- [40] C. Mitchell, J. Rose, B. Familoni, S. Winters, and F. Ling, *The use of multi-frequency bioelectrical impedance analysis to estimate fluid volume changes as a function of the menstrual cycle*, Basic Life Sci., vol. 60, pp. 189–191, 1993.
- [41] R. Brini, A. Brusco, M. Massari, and C. Pallotti, *The electrical resistance and impedance of mammalian muscles during the first days after slaughtering. II: femoral biceps of swine*, Boll Soc Ital Biol Sper, vol. 56, no. 15, pp. 1580–4, 1980.
- [42] K. A. Dines and R. J. Lytle, *Analysis of electrical conductivity imaging*, Geophysics, vol. 46, pp. 1205–1036, 1981.
- [43] L. Parker, *The inverse problem of resistivity sounding*, Geophysics, vol. 42, pp. 2143–2158, 1984. 135
- [44] A. Ramirez, W. Daily, D. LaBrecque, E. Owen, and D. Chesnut, *Monitoring an underground steam injection process using electrical resistance tomography*, Water Resources Research, vol. 29, pp. 73–87, 1993.
- [45] A. Ramirez, W. Daily, A. Binley, D. LaBrecque, and D. Roelant, *Detection of leaks in underground storage tanks using electrical resistance methods*, Environmental and Engineering Geophysics, vol. 1, pp. 189–203, 1996.
- [46] W. Daily and A. Ramirez, *Electrical resistance tomography during in-situ trichloroethylene remediation at the savannah river site*, Applied Geophysics, vol. 33, pp. 239–249, 1995.
- [47] M. R. Eggleston, R. J. Schwabe, D. Isaacson, and L. F. Coffin, *The application of electric current computed tomography to defect imaging in metals*, in Progress in Quantitative NDE, D. Thompson and D. Chimenti, Eds., Plenum, New York, 1989.
- [48] K. R. Backe, O. B. Lile, and S. K. Lyomov, *Characterizing curing cement slurries by electrical conductivity*, in SPE 68th Annual Western Regional Meeting, Bakersfield, CA, USA, May 1998.

- [49] D.C. Barber and B.H. Brown, *Applied potential tomography*, J. Phys. E. Sci. Instrum., vol.17, pp.723-733, 1984.
- [50] P. Hua, J. G. Webster, and W. J. Tompkins, *A regularised electrical impedance tomography reconstruction algorithm*, Clin. Phys. Physiol. Meas., vol. 9, pp. 137–141, 1988.
- [51] PhD. Thesis, *3-D Electrical Impedance Tomography for Domains with a Piecewise Constant Conductivity*, Northeastern University, Boston, Massachussets, January 2006.

4.1 Altre letture di interesse a tema:

<http://shulgadim.blogspot.it/2012/01/physical-principle-of-electrical.html>

M. Cheney, D. Isaacson, J.C. Newell, *Electrical impedance tomography*, SIAM Review **41**, 1999, n.1, pp. 85-101.

A. Allers and F. Santosa, *Stability and resolution analysis of a linearized problem in electrical impedance tomography*, Inverse Problem **7**, 1991, pp. 515-535.

D.C. Barber and B.H. Brown, *Errors in reconstruction of resistivity images using a linear reconstruction technique*, Clinical Physics and Physiological Measurement **9**, 1998, pp.101-104.

A. Calderón, *On an inverse boundary value problem*, in Seminar on Numerical Analysis and its Applications To Continuum Physics, Soc. Brasileria de Matematica, Rio de Janeiro, 1980, pp. 65-73.

M. Cheney, D. Isaacson, J.C. Newell, S. Simske, and J. Goble, *NOSER: An algorithm for solving the inverse conductivity problem*, International Journal of Imaging Systems and Technology **2**, 1990, pp. 87-102.

O.Dorn, H. Bertete-Aguirre, J. C. Berryman, and G. C. Papanicolau, *Sensitivity analysis of a nonlinear inversion method for 3D electromagnetic imaging in anisotropic media*, Inverse Problems 18, 2002, n.2, pp. 285-317.

J.G. Webster, *Electrical impedance tomography*, Adam Hilger, Bristol, 1990.

A.Wexler, *Electrical impedance imaging in two and three dimensions*, Clinical Physics and Physiological Measurement 9, 1988, pp. 29-33.

N.Polydorides, W.R.B.Lionheart, and H. Maccann, *Krylov subspace iterative techniques: On the detection of brain activity with electrical impedance tomography*, IEEE Transactions on Medical Imaging 21, 2002. n.6, pp. 596-603.

M. Vauhkonen, D. Vadasz, P.A. Karjalainen, E. Somarsalo, and J.P. Kaipio, *Tikhonov regularization and prior information in electrical impedance tomography*, IEEE Transactions on Medical Imaging 17, 1998, n. 2, pp. 285-293.

A.Borsic, W.R.B. Lionheart, and C.N. McLeod, *Generation of anisotropic smoothness regularization filters for EIT*, IEEE Transactions on Medical Imaging 21, 2002. n.6, pp. 579-587.

M. Cheney, D. Isaacson, J. Newell, J. Goble, and S. Simske, *NOSER: An algorithm for solving the inverse conductivity problem*, Internat. J. Imaging Systems and Technology 2 (1990), pp. 66–75.

S. Simske, *An Adaptive Current Determination and a One-Step Reconstruction Technique for a Current Tomography System*, Master's Thesis, Rensselaer Polytechnic Institute, Troy, NY, 1987.

Camille Gomez-Laberge, Andy Adler, *Imaging of electrode movement and conductivity change in electrical impedance tomography*, 2005.

M. Vauhkonen, W. R.B. Lionheart, L.M. Heikkinen, *A MATLAB toolkit for the EIDORS project to reconstruct two-dimensional EIT images*, 2001 *Physiol. Meas.* 22, 107.

P.P. Sylvester and R.L. Ferrari, *Finite elements for electrical engineers*, Cambridge University Press, Cambridge, 2001.

C.R. Vogel, *Computational methods for inverse problems*, SIAM, Philadelphia, 2002.

W.R. Breckon, *Image reconstruction in Electrical Impedance Tomography*, PhD. Thesis, Oxford Polytechnic, Oxford, 1990.

M. Hanke and M. Bruhl, *Recent progress in electrical impedance tomography*, *Inverse Problems*, vol. 19, pp. S65–S90, 2003.

Korjenevsky A.V. and Tuykin T.S., *Phase measurement for electric field tomography*, *Physiol. Meas.*, 29 S151, 2008.

L. Caltagirone, *Tecniche Elettrotomografiche per la Caratterizzazione di Tessuti Biologici*, University of Pisa, 2010-11

Adler A et al., Whiter lung EIT: Where are we, where do we want to go and what do we need to get there? *Physiol Meas.* 2012 May; 33(5):679-94

Frerichs I, Weiler N, Electrical impedance tomography: The next game level. *Crit Care Med.* 2012 Mar;40(3):1015-6

Lundin S, Stenqvist O, Electrical impedance tomography: potentials and pitfalls. *Curr Opin Crit Care.* 2012 Feb;18(1):35-41

Bellani G, Mauri T, Pesenti A Imaging in acute lung injury and acute respiratory distress syndrome. *Curr Opin Crit Care.* 2012 Feb;18(1):29-34

Corley A, Caruana LR, Barnett AG, Tronstad O, Fraser JF, Oxygen delivery through high-flow nasal cannulae increase end-expiratory lung volume and reduce respiratory rate in post-cardiac surgical patients. *Br J Anaesth.* 2011 Dec;107(6):998-1004

Grivans C, Lundin S, Stenqvist O, Lindgren S, Positive end-expiratory pressure-induced changes in end-expiratory lung volume measured by spirometry and

electric impedance tomography. *Acta Anaesthesiol Scand*. 2011 Oct; 55(9):1068-77

Karsten J et al., Effect of PEEP on regional ventilation during laparoscopic surgery monitored by electrical impedance tomography. *Acta Anaesthesiol Scand*. 2011 Aug; 55(7):878-86

Moerer O, Hahn G, Quintel M, Lung impedance measurements to monitor alveolar ventilation. *Curr Opin Crit Care*. 2011 Jun;17(3):260-7

Miedema M et al., Pneumothorax in a preterm infant monitored by electrical impedance tomography: A Case report. *Neonatology*. 2011;99(1):10-3

Costa ELV et al., Bedside estimation of recruitable alveolar collapse and hyperdistension by electrical impedance tomography *Intensive Care Med*. 2009 Jun; 35(6):1132-7

Bodenstein M, David M, Markstaller K, Principles of electrical impedance tomography and its clinical application. *Crit Care Med*. 2009 Feb; 37(2):713-24

Costa ELV, Lima RG, Amato MBP, Electrical impedance tomography. *Curr Opin Crit Care*. 2009 Feb; 15(1):18-24

Meier T et al., Assessment of regional lung recruitment and derecruitment during PEEP trail based on electrical impedance tomography. *Intensive Care Med*. 2008 Mar; 34(3):543-50

Wrigge H et al., Electrical impedance tomography compared with thoracic computed tomography during a slow inflation manoeuvre in experimental models of lung injury. *Crit Care Med*. 2008 Mar;36(3): 903-9

Lindgren S et al., Regional lung derecruitment after endotracheal suction during volume – or pressure-controlled ventilation: a study using electrical impedance tomography. *Intensive Care Med*. 2007 Jan; 33(1):172-80

Erlandsson K et al., Positive end-expiratory pressure optimization using electrical impedance tomography in morbidly obese patients during laparoscopic gastric bypass surgery. *Acta Anaesthesiol Scand*. 2006 Aug; 50(7):833-9

Odenstedt H et al., Slow moderate pressure recruitment maneuver minimizes negative circulatory and lung mechanic side effects: evaluation of recruitment maneuvers using electrical impedance tomography. *Intensive Care Med*. 2005 Dec; 31(12):1706-14

Hinz J et al., Effect of positive end-expiratory-pressure on regional ventilation in patients with acute lung injury evaluated by electrical impedance tomography. *Eur J Anaesthesiol* 2005 Nov;22(11): 817-25

Victorino J et al., Imbalances in Regional Lung Ventilation: A Validation Study on Electrical Impedance Tomography. *Am J Respir. Crit Care Med*. 2004 Apr 1;169(7):791-800.

Van Gendringen HR, van Vught AJ, Jansen JR, Regional lung volume during high-frequency oscillatory ventilation by electrical impedance tomography. *Crit Care Med*. 2004 Mar; 32(3):787-94

Frerichs I, Dargaville P, Dudykevych T, Rimensberger PC Electrical impedance tomography: a method for monitoring regional lung aeration and tidal volume distribution. *Intensive Care Med*. 2003 Dec; 29(12):2312-6.

Hinz J et al., Regional Ventilation by Electrical Impedance Tomography: A Comparison With Ventilation Scintigraphy in Pigs. *Chest*. 2003 Jul;124(1):314-22

Hinz J et al., End-expiratory lung impedance change enables bedside monitoring of end-expiratory lung volume change. *Intensive Care Med*. 2003 Jan; 29(1):37-43

Frerichs I, Hahn G, Schröder T, Hellige G, Electrical impedance tomography in monitoring experimental lung injury. *Intensive Care Med*. 1998 Aug; 24(8):829-36